**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO**

**Análise fotoelástica das tensões geradas por
diferentes planejamentos de próteses parciais fixas
parafusadas sobre implantes cone morse.**

ÉRICA MIRANDA DE TORRES

**Ribeirão Preto
2008**

**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO**

ÉRICA MIRANDA DE TORRES

**Análise fotoelástica das tensões geradas por diferentes
planejamentos de próteses parciais fixas parafusadas sobre
implantes cone morse.**

**Ribeirão Preto
2008**

ÉRICA MIRANDA DE TORRES

Análise fotoelástica das tensões geradas por diferentes planejamentos de próteses parciais fixas parafusadas sobre implantes cone morse.

Tese apresentada ao Programa de Pós-graduação em Reabilitação Oral da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, para obtenção do grau de Doutor em Odontologia, área de concentração: Reabilitação Oral.

Orientadora: Profa. Dra. Maria da Glória Chiarello de Mattos

Co-orientador: Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro

Ribeirão Preto

2008

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho,
por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa,
desde que citada a fonte.

FICHA CATALOGRÁFICA

Torres, Érica Miranda de.

Análise fotoelástica das tensões geradas por diferentes planejamentos de próteses parciais fixas parafusadas sobre implantes cone morse. Ribeirão Preto, 2008.

112p.: il.; 30cm

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Reabilitação Oral da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo – Departamento de Materiais Dentários e Prótese – Área de Concentração: Reabilitação Oral.

Orientadora: Mattos, Maria da Glória Chiarello de.

Co-orientador: Ribeiro, Ricardo Faria.

1. Implantes dentários. 2. Prótese parcial fixa. 3. Fotoelasticidade. 4. Cone morse. 5. Resina Composta. 6. Cerâmica.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Érica Miranda de Torres

Análise fotoelástica das tensões geradas por diferentes planejamentos de próteses parciais fixas parafusadas sobre implantes cone morse.

Tese apresentada ao Programa de Reabilitação Oral da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, para obtenção do título de Doutor em Odontologia, área de concentração: Reabilitação Oral.

Aprovado em: ____ / ____ / 2008.

Banca Examinadora

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

Aos meus pais, Natalício e Abenice

Por me possibilitarem ir mais longe, além do que parecia ser o limite. Por me darem asas para voar, forças para ultrapassar as barreiras e descobrir que não se pode chegar ao horizonte. Sempre haverá um lugar mais distante, além do que os olhos podem ver e a mente pode imaginar. Vocês são o meu orgulho, meu exemplo de caráter, dignidade, humildade e perseverança. Eis aqui uma parte do resultado deste amor incondicional.

Às minhas irmãs, Débora, Ana Júlia, Alenice e Hianne, e ao meu sobrinho Thiago

Não há nada mais precioso do que a presença família na construção do ser humano. Vocês acompanham todos os meus passos, torcendo e vibrando com as minhas conquistas. São a minha certeza de que sempre haverá alguém verdadeiramente meu. Que os nossos sentimentos de união, amor e fraternidade sejam eternos.

Ao Alexandre e sua família

Pelo amor, alegria, carinho e companhia. Por estarem sempre ao meu lado nesses três anos de convivência. Por me incentivarem na luta pelos meus ideais. Por me acolherem nesta difícil mudança de vida. E especialmente a você meu amor, muito obrigada pela paciência, pelo apoio profissional, por todo amor e carinho. Que Deus abençoe nossa união.

Dedico este trabalho.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

A DEUS

“O Senhor é meu pastor. Por isso nada em minha vida faltará”.

O Seu amor me engrandece, ilumina o meu caminho e guia os meus passos. A Sua presença me modifica, aprimora o meu ser. Nele encontro força, sabedoria, piedade. Que eu aprenda a cada dia a amar e realizar o Seu projeto em minha vida.

Obrigada Senhor.

AGRADECIMENTOS

Que Deus esteja sempre presente no coração de todos vocês, trazendo-lhes uma vida abençoada, repleta de paz e felicidade.

À Profa. Maria da Glória Chiarello de Mattos

Obrigada pela oportunidade de tê-la como orientadora, pelo orgulho de poder citá-la como uma das responsáveis pela minha formação profissional, e pela confiança em mim depositada. E ainda mais importante, pelos muitos ensinamentos de vida que levarei. Que esta garra e determinação a acompanhem sempre. E que a nossa amizade ultrapasse as barreiras da distância e do tempo.

Ao Prof. Ricardo Faria Ribeiro

Obrigada pela amizade, pelos conselhos, pela paciência e compreensão. Agradeço o privilégio de tê-lo conhecido, compartilhado dos minutos tão engrandecedores ao seu lado, e por isso, tão disputados com os demais colegas. Querido e procurado por todos, porque está de portas sempre abertas, pronto para ajudar. Admirado e respeitado pelo seu vasto conhecimento científico. Que a vida recompense em dobro tudo o que faz por nós.

A todos os amigos que ocupam um lugar no meu coração

A presença de vocês na minha vida me traz energia para realizar os meus sonhos. Muitos estão agora fisicamente distantes e novos ganham lugares no meu coração. Por isto não ousou listar seus nomes aqui, pois nesta vida de tantas moradas vocês estão em todo lugar. Não importa que o tempo passe e que os nossos caminhos diverjam: uma parte de vocês irá comigo aonde quer que eu vá, e parte de mim estará sempre com vocês.

Aos amigos Cristiano Nakao e Mirian de Cássia Bretas Nakao e sua família

Vocês são a minha família em Ribeirão. Alegres e espirituosos, fazem dos nossos encontros momentos de diversão garantida e muitas gargalhadas. Companheiros das datas comemorativas quando a distância da minha família era ainda mais dolorosa. O meu carinho por vocês será eterno.

Aos amigos colegas de doutorado Hilmo Barreto Leite Falcão Filho e Rodrigo Edson Santos Barbosa

Mais que amigos, vocês são como irmãos para mim. Não esquecerei nossos momentos de convivência, de descontração e lazer. Vocês são seres humanos maravilhosos, de coração puro, amigos verdadeiros. O tempo e a distância não apagarão as lembranças doces dos dias em Ribeirão. Sentirei muita saudade de vocês e espero reencontrá-los tão breve quanto possível.

À Profa. Adriana da Fonte Porto Carreiro

Pelas oportunidades, pelos trabalhos desenvolvidos, pelos conselhos e por acompanhar e participar de etapas decisivas na minha vida. Muito obrigada pelo incentivo e amizade.

Ao professor Raphael Freitas de Souza

Pela paciência em ensinar, pelo auxílio indispensável na elaboração de trabalhos. Foi uma honra poder contar com sua participação na minha formação. E mais que tudo, pela bela amizade que compartilhamos e que sem dúvidas irá se perpetuar ao longo dos anos.

Às professoras Renata Cristina Silveira Rodrigues Ferracioli e Rossana Pereira de Almeida Antunes

Pela contribuição nas reuniões para discussão dos projetos de pesquisa. Pelos ensinamentos, pela generosidade e amizade, por estarem sempre dispostas a ajudar.

Ao técnico Lício Firmino Júnior

Pela contribuição indispensável à realização deste trabalho, pela alegria contagiante, pelo sorriso sempre estampado no rosto.

Ao engenheira Ana Paula Macedo e ao técnico Luiz Sérgio Soares

Pelos conhecimentos compartilhados, pelo desenvolvimento dos equipamentos para os ensaios fotoelásticos, pelo respeito e companheirismo.

Ao colega de doutorado Sérgio Rocha Bernardes

Pelos ensinamentos sobre fotoelasticidade, pelo auxílio no desenvolvimento de trabalhos científicos, pelo companheirismo e amizade.

Aos colegas de doutorado Rodrigo Tiozzi

Pelo auxílio na execução dos procedimentos de soldagem a laser e fotoelasticidade, por compartilhar projetos de pesquisa, pela convivência e amizade.

Ao engenheiro Paulo Donato Frighetto e ao técnico Marcelo Aparecido Vieira

Pelo auxílio tantas vezes prestado, pela generosidade e alegria, pela simplicidade e principalmente pelos bons momentos de convivência e amizade.

Aos técnicos Eduardo Destito, Francisco Lourenço Ferreira Roselino, José de Godoi Filho, José Henrique Loureiro, Odair Rosa Silva, Paulo César Teodoro, Paulo Sergio Ferreira

Pelo auxílio durante o desenvolvimento das atividades acadêmicas, pelo modo acolhedor e solícito com o qual sempre me atenderam.

As secretárias Ana Paula Xavier e Regiane de Cássia Tirado Damasceno, Isabel Cristina Galino Sola e Regiane Cristina Moi Sacilotto

Por toda atenção, disponibilidade e gentileza.

À todos os demais colegas de pós-graduação, docentes e funcionários da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto/USP

Pela acolhida e por participarem direta e/ou indiretamente da concretização dos cursos de mestrado e doutorado.

À Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto/USP

Pela oportunidade de estar em um dos maiores centros educacionais do país.

À Faculdade de Odontologia de Caruaru

Pelo incentivo para realização dos cursos de pós-graduação, pelas oportunidades profissionais e pelos fortes laços que interligam esta casa à minha história.

À Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Goiás e à Associação Brasileira de Odontologia - Seção Goiás (ABO-GO)

Pelas primeiras oportunidades efetivas para o desenvolvimento das minhas atividades profissionais no âmbito acadêmico-científico.

À CAPES

Pela bolsa de estudos para realização dos cursos de mestrado e doutorado.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP 06/50430-8)

Pelo auxílio financeiro para realização deste trabalho.

À empresa Neodent

Pelo incentivo à pesquisa.

RESUMO

RESUMO

TORRES, E.M. Análise fotoelástica das tensões geradas por diferentes planejamentos de próteses parciais fixas parafusadas sobre implantes cone morse. 2008. 112f. Tese (Doutorado em Reabilitação Oral) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2008.

A restauração protética deve receber e transmitir cargas funcionais aos implantes de forma controlada, a fim de minimizar a ocorrência de falhas mecânicas e biológicas. A concentração de tensões inadequadas na interface osso-implante pode provocar reabsorção óssea em torno dos implantes em níveis superiores aos considerados clinicamente aceitáveis. Não existe consenso na literatura quanto ao melhor planejamento protético para reabilitações parciais com múltiplos implantes adjacentes, a fim de minimizar as tensões geradas na interface osso-implante. A fotoelasticidade é uma técnica experimental para análise de tensões, bastante empregada devido à sua relativa simplicidade e confiabilidade quanto à correspondência clínica dos achados observados. O presente trabalho se propôs a avaliar, por meio de análise fotoelástica, o comportamento biomecânico de próteses parciais fixas parafusadas sobre implantes cone morse com coroas isoladas ou unidas, simulando a reabilitação de áreas posteriores com e sem a presença de elemento dental distal aos implantes, e ainda variando o tipo de material de recobrimento estético empregado na restauração protética (cerâmica ou resina), quando sobre estas próteses foram aplicadas diferentes tipos de cargas estáticas. Para tanto, foi confeccionado um modelo fotoelástico simulando um espaço protético intercalado, com ausência do segundo pré-molar e primeiro molar, reabilitado por meio de quatro tipos de coroas parafusadas sobre dois implantes cone morse (Neodent) adjacentes: UC - coroas unidas com recobrimento estético em cerâmica; IC - coroas isoladas com recobrimento estético em cerâmica; UR - coroas unidas com recobrimento estético em resina; IR - coroas isoladas com recobrimento estético em resina. A adaptação marginal das coroas foi avaliada pela leitura dos desajustes verticais na interface coroa/pilar em microscópio ótico. Análise fotoelástica qualitativa foi realizada sob diferentes condições de aplicação de carga na superfície oclusal das coroas: oclusal distribuída (1kgf), puntiforme simultânea (1kgf), puntiforme alternada no molar e no pré-molar (0,5kgf). A primeira análise foi feita na presença de contato proximal efetivo entre as próteses e o dente a distal dos implantes. A segunda análise foi realizada após eliminar a coroa do dente distal no modelo fotoelástico. Registros fotográficos foram obtidos de cada situação de interesse para análise, a fim de facilitar a observação e comparação do padrão de distribuição das franjas isocromáticas em torno dos implantes. De acordo com os resultados obtidos pode-se concluir que a ferulização das coroas promoveu melhor distribuição de tensões em torno dos implantes. As restaurações metalocerâmicas resultaram em menor magnitude e concentração de tensões em torno dos implantes quando comparadas às restaurações metaloplásticas. A presença de um dente com ponto de contato

efetivo na distal das coroas não modificou as tensões resultantes em torno dos implantes, mas este dente participou da distribuição de tensões para o modelo fotoelástico. A ausência de uma oclusão bem ajustada e distribuída sobre as restaurações protéticas pode provocar sobrecarga nos implantes.

Palavras-chave: Implantes dentários; Prótese parcial fixa; Fotoelasticidade; Cone morse; Resinas Compostas; Cerâmica.

ABSTRACT

ABSTRACT

TORRES, E.M. **Photoelastic analyses of stress generated by different designs of screw-retained fixed partial denture on morse taper implants.** 2008. 112f. Thesis (Doctorate - Oral Rehabilitation) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2008.

Prosthetic restoration should suffer and apply functional loads over implants in a controlled way with the aim to reduce the occurrence of mechanical and biological failures. The concentration of inadequate stress on the implant-bone interface may cause bone resorption around implants at levels above those considered clinically acceptable. There is no consensus in the literature about the best prosthetic plan for partial rehabilitation with multiple adjacent implants, with the aim to reduce the stress generates over the implant-bone interface. Photoelasticity is an experimental technique used to analyzes stress and is highly used due to its relative simplicity and reliability in terms of the clinical agreement of the findings. The purpose of the present study was to assess, using photoelastic analysis, the biomechanical behavior of screw-retained fixed partial dentures on morse taper implants with individual or connected crowns, simulating the rehabilitation of posterior areas with or without the presence of a dental element distal to the implants. Furthermore, the analyses considered different esthetic materials used in prosthetic restorations (ceramic or resin), and different static loads were applied over the prostheses. To do this, a photoelastic model was fabricated simulating the missing of the second pre-molar and the first molar. The model was rehabilitated through four types of screw-retained crowns over two adjacent morse taper implants (Neodent): CC – connected crowns with ceramic esthetic overlay; IC – individual crowns with ceramic esthetic overlay; CR –connected crowns with resin esthetic overlay; - IR - individual crowns with resin esthetic overlay. The crowns' marginal fit was assessed by reading the vertical misfits on the crown-abutment interface using an optic microscope. The qualitative photoelastic analysis was performed under the application of different loads on the crowns' occlusal surface: distributed occlusal (1kgf), simultaneous punctiform (1kgf), alternate punctiform over the molar and pre-molar (0.5 kgf). The first analysis was done with an effective proximal contact between the prostheses and the distal tooth. The second analysis was performed after eliminating the crown of the distal tooth in the photoelastic model. Photoelastic records were obtained in each situation that was of any interest to the analysis, with the aim to make it easy to observe and compare the distribution standard of the isochromatic fringes around the implants. According to the obtained results, it is concluded that crown splint promoted better stress distribution around the implants. The metallo-ceramic restorations resulted in less magnitude and stress concentration around the implants compared to metaloplastic restorations. The presence of one tooth with an effective contact point on the crown distal did not change the resulting stress around the implants, but that tooth took part in the

stress distribution for the photoelastic model. A bad distributed occlusion over the prosthetic restorations can cause overload on the implants.

Keywords: Dental implants; Fixed partial denture; Photoelasticity; Morse taper; Composite Resins; Ceramics.

SUMÁRIO

SUMÁRIO

RESUMO

ABSTRACT

1. INTRODUÇÃO.....	21
2. REVISÃO DA LITERATURA.....	27
2.1 Complicações e biomecânica das próteses sobre implantes.....	28
2.2 Adaptação marginal.....	35
2.3 Fotoelasticidade.....	45
2.4 Conexão protética cone morse.....	52
3. PROPOSIÇÃO.....	57
4. MATERIAIS E MÉTODOS.....	59
4.1 Obtenção do modelo mestre.....	60
4.2 Obtenção dos enceramentos.....	62
4.3 Inclusão e fundição.....	66
4.4 Desinclusão e acabamento.....	68
4.5 Soldagem.....	68
4.6 Aplicação dos recobrimentos estéticos.....	69
4.7 Avaliação da adaptação marginal.....	71
4.8 Análise fotoelástica.....	72
4.8.1 Obtenção do modelo fotoelástico.....	72
4.8.2 Descrição do equipamento.....	75
4.8.3 Descrição das análises.....	78

5. RESULTADOS.....	80
5.1 Adaptação Marginal.....	81
5.2 Análise Fotoelástica.....	82
5.2.1 Estado do modelo fotoelástico previamente as análises.....	82
5.2.2 Primeira análise fotoelástica.....	85
5.2.3 Segunda análise fotoelástica.....	86
6. DISCUSSÃO.....	91
7. CONCLUSÕES.....	99
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	101

1. INTRODUÇÃO

Os implantes intra-ósseos assumiram credibilidade incontestável na ciência odontológica graças à previsibilidade demonstrada nos estudos pioneiros de Brånemark, que introduziu o conceito de osseointegração como sendo a união de um corpo ao tecido ósseo vivo sem a presença de qualquer tecido mole intermediário, de modo que haja transmissão direta de cargas para o osso de suporte (BRÅNEMARK, 1983).

A ausência de ligamento periodontal restringe micromovimentações dos implantes, tornando-os incapazes de se adaptarem a uma distribuição inadequada de cargas mastigatórias, o que pode acabar gerando estresses na interface osso-implante (WEINBERG, 1993; APARÍCIO, 1994).

Segundo Watanabe et al. (2000), os dentes podem se mover até 100µm pela presença do ligamento periodontal, enquanto os implantes têm mobilidade de até 10µm limitada pela elasticidade óssea, de modo que desajustes protéticos mínimos podem provocar altos níveis de tensões. Como os implantes encontram-se rigidamente integrados ao tecido ósseo, estas tensões podem resultar em reabsorção óssea (WASKEWICZ, ORTROWSKI, PARKS, 1994; RIEDY, LANG, LANG, 1997).

A perda óssea, principalmente ao nível da crista marginal, é citada como uma das principais complicações que persistem no tratamento com implantes, podendo comprometer o sucesso da reabilitação em longo prazo ou até mesmo culminar com a perda da osseointegração (GOODACRE, KAN, RUNGCHARASSAENG, 1999; KAN et al., 1999; O'MAHONY, MACNEILL, COBB, 2000; GOODACRE et al., 2003).

Estudos científicos têm demonstrado que determinados níveis de perda óssea marginal em torno dos implantes podem ser considerados clinicamente

aceitáveis. No primeiro ano de uso, espera-se que ocorra uma reabsorção óssea de 0,4 a 1,6mm, com média de 0,9mm. Nos anos subseqüentes, essa reabsorção óssea pode variar de 0 a 0,2mm, com média de 0,1mm por ano (ZARB, SMITH, 1990; GOODACRE, KAN, RUNGCHARASSAENG, 1999; GOODACRE et al., 2003).

Para prevenir perdas ósseas superiores aos níveis considerados aceitáveis, as cargas mastigatórias devem ser bem planejadas, controladas e distribuídas, e isto irá depender diretamente do planejamento protético, adaptação passiva das próteses, número, distribuição e posição dos implantes no arco, material restaurador empregado e oclusão (SONES, 1989; CARR, GERARD, LARSEN, 1996; KAN et al., 1999).

Segundo Skalak (1983), a maneira como os estresses mecânicos são transmitidos para o tecido ósseo é crítica para o sucesso da reabilitação. Em próteses fixas sobre múltiplos implantes, a transmissão de cargas irá depender do número e distribuição dos implantes, bem como da rigidez da estrutura metálica. Uma estrutura rígida garante a distribuição de tensões evitando concentração de cargas sobre um determinado implante, mas qualquer falha de adaptação dessa estrutura aos implantes resultará em estresses na própria estrutura, nos implantes ou no tecido ósseo. Como o titânio é mais rígido do que o osso, espera-se que as falhas por tensões inadequadas atinjam primariamente a interface da osseointegração.

Consideráveis avanços dos sistemas de implantes osseointegráveis como opções de tamanho, forma e materiais de infra-estrutura, tanto para os implantes em si quanto para os componentes protéticos, ampliaram extraordinariamente as possibilidades de emprego clínico da técnica e

aumentaram as chances de obtenção de sucesso, reduzindo em muito a ocorrência de falhas (TAYLOR, AGAR, 2002).

Um dos avanços mais importantes foi o desenvolvimento das conexões protéticas internas, tipo hexágono interno e cone morse, cuja excelente estabilidade mecânica tem sido comprovada por estudos *in vitro* (MÖLLERSTEN, LOCKOWANDT, LINDÉN, 1997; NORTON, 1997; MERZ, HUNENBART, BELSER, 2000; WEISS, KOZAK, GROSS, 2000; BERNARDES et al., 2006; BASTOS, 2007). Acompanhamentos clínicos longitudinais (MANGANO, BARTOLUCCI, 2001; DÖRING, EISENMANN, STILLER, 2004; NENTWIG, 2004) têm encorajado a reabilitação protética por meio de restaurações unitárias sobre implantes cone morse.

Contudo, não está claro qual seria o planejamento ideal para reabilitações de espaços desdentados parciais em função de variáveis como número de implantes, presença ou não de ponto de contato proximal efetivo a distal dos implantes, tipo de prótese (parafusada ou cimentada), ou mesmo tipo de conexão protética. Weber e Sukotjo (2007) atestaram a exigüidade de dados científicos que suportem uma análise fundamentada quanto ao tipo de pilar protético e material restaurador empregado na confecção de próteses parciais fixas implanto-suportadas.

Igualmente, não existe consenso na literatura quanto ao melhor planejamento protético para reabilitações parciais com múltiplos implantes adjacentes, a fim de melhorar a distribuição de cargas e minimizar as tensões geradas na interface osso-implante, aumentando assim a previsibilidade e o sucesso em longo prazo.

Vários métodos têm sido utilizados nos estudos científicos para verificação de tensões geradas em torno dos implantes dentários, dentre os quais, a análise fotoelástica tem sido bastante difundida (CLELLAND et al., 1993; WASKEWICZ, ORTROWSKI, PARKS, 1994; SADOWSKY, CAPUTO, 2000; GUICHET, YOSHINOBU, CAPUTO, 2002; BERNARDES et al., 2006; MARKARIAN et al., 2007). Nesta técnica, a osseointegração completa dos implantes é simulada pela polimerização direta do material fotoelástico sobre eles (CLELLAND et al., 1993).

A fotoelasticidade apresenta como vantagens a possibilidade de visualização conjunta de tensões internas nos corpos, sem necessidade de gráficos ou esquemas requeridos por outros métodos analíticos, e aplicabilidade para corpos de morfologia complexa, em que métodos puramente matemáticos, como o do elemento finito, seriam difíceis se não impraticáveis. As limitações da técnica incluem dificuldades para obtenção de modelos fotoelásticos com reprodução acurada do original e isentos de tensões prévias à análise. Além disso, as forças aplicadas sobre os modelos não devem exceder o limite elástico do material (CAMPOS JR. et al, 1986).

O padrão de distribuição de tensões no modelo fotoelástico é similar àquele existente na estrutura real, desde que não se exceda o limite de elasticidade do material fotoelástico e que a direção e a magnitude das forças aplicadas no modelo e a forma do modelo sejam semelhantes às condições reais (MAHLER, PEYTON, 1955).

A confiabilidade dos resultados obtidos pela análise de tensões em modelos fotoelásticos já foi comprovada em estudos de correspondência

histológica (BRODSKY, CAPUTO, FURSTMAN, 1970) e comparativos com outros métodos para estudo de tensões (CLELLAND et al.,1993).

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Complicações e biomecânica das próteses sobre implantes

Sones (1989) descreveu possíveis complicações com implantes osseointegrados incluindo posicionamento inadequado ao tratamento protético, fraturas nos parafusos dos pilares e da estrutura metálica, além de complicações estéticas, fonéticas e gengivais. A posição dos implantes influencia o desenho da estrutura metálica, a distribuição mecânica das forças e pode ainda dificultar a higiene oral e o resultado estético. Adaptação passiva e oclusão equilibrada são fatores fundamentais para prevenção de fraturas no sistema, contudo a fratura da estrutura pode estar associada a pouca espessura de metal ou pobre união de soldagem.

Jemt (1991) realizou um importante estudo clínico longitudinal, no qual avaliou 391 maxilas e mandíbulas totalmente edêntulas reabilitadas por meio de próteses fixas sobre múltiplos implantes. Ao final de um ano de acompanhamento, o índice de sucesso registrado foi de 99,5% para as próteses e 98,1% para os implantes. O maior número de falhas foi verificado na maxila, sendo mais comuns problemas fonéticos e fraturas da base de resina. Para a mandíbula, a complicação mais relatada foi mordedura de lábios e bochechas.

Stegaroju et al. (1998a) avaliaram a influência de diferentes materiais restauradores (liga de ouro, cerâmica, resina acrílica e resina composta) sobre a distribuição de cargas para o osso de suporte simulando reabilitação com dois implantes e prótese parcial fixa de três elementos com pântico central em um modelo simplificado através do método de elemento finito. Foi aplicada carga de 1N no sentido axial e vestibulo-lingual das coroas. Não foram

observadas diferenças entre liga de ouro e cerâmica. Os modelos em resina apresentaram maiores valores de tensão transmitida aos implantes e osso do que os outros materiais avaliados. Os autores concluíram que a utilização de resina sem suporte de metal produz maiores valores tensões na interface implante/pilar, de modo que o possível efeito protetor que estas resinas poderiam oferecer aos implantes não foi demonstrado através deste modelo experimental.

Stegaroju et al. (1998b) avaliaram diferentes planejamentos para próteses fixas através do método de elemento finito. Simularam modelos de prótese fixa com cantiléver sobre dois implantes, prótese fixa convencional com pêntico central sobre dois implantes, e prótese fixa de três coroas unidas sobre três implantes. Foram realizadas aplicações de carga de 1N no sentido axial, vestibulo-lingual e méso-distal das coroas. Maiores valores de tensão no osso de suporte foram verificados para o modelo com cantiléver, enquanto os menores valores corresponderam às coroas unidas sobre três implantes. Sob cargas axiais, a prótese parcial fixa convencional produziu resultados semelhantes àqueles obtidos com as coroas unidas. Entretanto, considerando as cargas não axiais, apenas o modelo de coroas unidas demonstrou capacidade para minimizar os efeitos prejudiciais destas cargas sobre o osso de ancoragem dos implantes.

Goodacre, Kan e Rungcharassaeng (1999), através de extensa revisão de literatura envolvendo estudos clínicos de 1981 a 1997, descreveram tipos e frequência de complicações clínicas relacionadas ao tratamento com implantes osseointegrados. Avaliaram a relação da perda de implantes com o tipo de prótese empregado, o tipo de arco, o comprimento dos implantes e a qualidade

óssea. Maiores perdas de implantes estão relatadas para *overdentures*, no arco maxilar, com implantes curtos e osso de baixa qualidade. Quanto à fase de tratamento, pré ou pós-protética, a perda de implantes varia conforme o tipo de prótese empregada. Complicações cirúrgicas incluem distúrbios neurosensitivos, hematomas, fratura mandibular, hemorragia e desvitalização de dentes adjacentes. As possíveis complicações periimplantares envolvem perda óssea marginal, alterações dos tecidos moles, como recessões, fístulas e inflamação gengival. Complicações mecânicas incluem afrouxamento ou fratura dos parafusos, fraturas dos implantes, da supra-estrutura metálica, da base de resina ou do material estético de cobertura da prótese, fratura da prótese oposta, problemas de retenção com *overdentures*. Além destas, também há relatos de complicações estéticas e fonéticas. As falhas ocorridas após a instalação da prótese em geral estão associadas a pobre higiene oral, cargas excessivas e desajustes da estrutura metálica.

Kan et al. (1999) relataram que a ausência de ajuste preciso entre os componentes protéticos e os implantes pode causar problemas mecânicos e biológicos. Dentre os problemas mecânicos, encontram-se afrouxamento dos parafusos protéticos e dos pilares ou fratura de diversos componentes do sistema. As complicações biológicas incluem reações teciduais adversas, dor, sensibilidade, perda óssea marginal e perda da osseointegração. Parece haver tolerância biológica a determinado grau de desajuste, no qual não ocorrem problemas biomecânicos. Contudo, níveis de desajuste considerados clinicamente aceitáveis ainda não foram comprovados cientificamente. Dentre os principais fatores responsáveis pelo desajuste da prótese aos implantes encontram-se: alinhamento dos implantes, técnicas e materiais de moldagem,

processo de fabricação, desenho e configuração da estrutura metálica e experiência do clínico e do técnico. Quanto maior o número de implantes, o comprimento e a rigidez da estrutura protética, mais difícil se torna a obtenção de ajuste preciso. Vários métodos são citados na literatura para avaliar o grau de ajuste, porém nenhum individualmente fornece resultados objetivos, de modo que os autores sugerem a combinação de técnicas. Para estruturas longas, o teste com aperto de único parafuso é especialmente efetivo, pois as possíveis discrepâncias sobre o implante mais distal tendem a ser magnificadas. Esse teste pode ser combinado com visão direta e uso de explorador, além de radiografias para visualização das margens subgengivais.

O'Mahony, MacNeill e Cobb (2000) avaliaram 45 implantes que foram perdidos após 2 a 7 anos de função, todos provenientes de pacientes livres de fatores gerais considerados de risco como diabetes, fumo, etc. Segundo os autores, nesse estágio, o acúmulo de placa pode ser um fator crítico por induzir respostas teciduais inflamatórias, que podem culminar com reabsorção da crista óssea e perda do implante. Por isso, verificaram a influência de vários fatores sobre a quantidade de acúmulo da placa, considerando as interfaces pilar-implante e pilar protético-intermediário; junção colar liso-superfície do implante; rugosidade superficial do pilar e do implante; adaptação dos componentes; perfil de emergência; diâmetro das coroas. O estudo sugere que *microgaps* nas interfaces dos componentes facilitam o acúmulo de placa e que cargas oclusais extra-axiais podem maximizar essas fendas, aumentando a área disponível para colonização bacteriana. Por isso, uma vantagem dos implantes de um estágio é a ausência da interface pilar-implante junto à crista óssea. Os *microgaps* entre pilar protético-intermediário são maiores nos

componentes fundidos do que nos pré-fabricados, bem como nas estruturas cimentados do que nas parafusadas. Os autores concluíram que a perda da crista óssea afeta a longevidade dos implantes, mas que ainda não está claro se essa perda resulta do acúmulo de placa ou de tensões excessivas.

De acordo com Gratton, Aquilino e Stanford (2001), micromovimentações na interface pilar-implante ocorrem mesmo entre componentes aparentemente estáveis e podem provocar alterações nos tecidos moles periimplantares como inflamações, hiperplasias e fístulas. Torque inadequado, desadaptações e cargas excessivas são alguns dos fatores responsáveis por esses micromovimentos. Os autores avaliaram restaurações unitárias submetidas a diferentes torques (16, 32, 48Ncm) e condições de cargas cíclicas compressivas (20N e 130N). Concluíram que valores de torque inferiores ao recomendado pelo fabricante resultam em maiores micromovimentações na interface pilar-implante.

Para Taylor e Agar (2002), são inegáveis os avanços dos sistemas de implantes na ciência odontológica. O surgimento de diversas formas de pilares, implantes e outros componentes não só ampliaram as aplicabilidades clínicas da técnica, como também reduziram a incidência de complicações biomecânicas e aprimoraram os conceitos de estética e oclusão. Entretanto, com o objetivo de garantir a estabilidade dos implantes osseointegrados em longo prazo, a ciência tem voltado sua atenção para a melhoria da precisão e passividade dos componentes protéticos, uma vez que ainda não se sabe ao certo até que ponto o desajuste, que gera tensões aos implantes, pode afetar o sucesso do tratamento. É preciso esclarecer quais níveis de desajuste podem ser considerados aceitáveis e como mensurá-los clinicamente.

Wang et al. (2002) comparam, pelo método de elemento finito, a tensão resultante em torno de dois implantes adjacentes na região correspondente aos pré-molares. Foram elaborados modelos com coroas isoladas ou unidas e ainda variando o material restaurador: liga de ouro, resina ou cerâmica. Foi simulada aplicação de carga estática de 1N no sentido vertical e horizontal. Para as coroas unitárias, não foram verificadas diferenças numéricas entre os valores de tensão correspondentes aos diferentes materiais avaliados. Já para as coroas unidas, maiores valores de tensão foram obtidos com resina. Cargas horizontais foram melhor distribuídas no modelo com coroas unidas. Os autores concluíram que a ferulização de coroas sobre implantes adjacentes em áreas de pobre suporte ósseo deve ser realizada utilizando materiais mais rígidos como metal e cerâmica.

Goodacre et al. (2003), através de extensa revisão da literatura, descreveram as principais complicações com implantes e próteses sobre implantes, enquadrando-as em categorias: complicações cirúrgicas, perda do implante, perda óssea, complicações dos tecidos periimplantares, complicações mecânicas, estéticas e fonéticas. Muitas complicações mecânicas estão relatadas na literatura, conforme citadas a seguir em ordem decrescente de incidência: perda da retenção/adaptação de *overdenture*; fratura da cobertura de resina de prótese parcial fixa; necessidade de reembasamento de *overdenture*; fratura da cobertura de porcelana de prótese parcial fixa, fratura de *overdenture*; fratura da prótese antagonista; fratura da base de resina acrílica; afrouxamento do parafuso protético; afrouxamento do parafuso do pilar; fratura do parafuso protético; fratura da estrutura metálica; fratura do parafuso do pilar; fratura do implante.

Johansson e Ekfeldt (2003) realizaram um estudo retrospectivo para acompanhar os resultados obtidos com o tratamento reabilitador de 76 pacientes através de próteses parciais fixas sobre implantes Brånemark instalados entre 1986 e 1995, sendo o tempo médio de observação de 53,9 meses. O índice de sobrevivência dos implantes foi de 96% após carregamento. Nas próteses com cantiléver, 12% dos parafusos de ouro e 17% dos parafusos dos pilares apresentaram afrouxamento, o que não foi observado para as próteses sem cantiléver. Verificou-se perda óssea marginal de 0,4mm em torno dos implantes no primeiro ano após a instalação da prótese e de 0,1mm por ano nos anos subsequêntes. O desenho de prótese mais freqüente foi um pântico para dois pilares. As próteses metaloplásticas apresentaram maior necessidade de reparos do que as próteses metalocerâmicas. Os pacientes demonstraram-se satisfeitos quanto à fonética, estética e mastigação. Os autores concluíram que próteses parciais fixas sobre implantes apresentam prognóstico favorável.

Weber e Sukotjo (2007) realizaram uma revisão sistemática para determinar a influência de diferentes tipos de próteses parciais fixas implanto-retidas sobre a sobrevivência e sucesso dos implantes e das próprias próteses. Foram considerados os seguintes fatores referentes ao modelo ou *design* das próteses: cimentada ou parafusada; implanto-suportadas ou implanto-dento-suportadas; e tipos de pilar e material restaurador empregado. Setenta e quatro artigos publicados entre 1995 e 2003 foram criteriosamente selecionados e incluídos no estudo. Dados foram extraídos dos artigos e submetidos a análise estatística. Entre as próteses cimentada ou parafusada, não foram observadas diferenças na sobrevivência dos implantes, mas verificou-se um maior índice

de sucesso para as próteses cimentadas (93,2%) do que para parafusadas (83,4%). Quanto ao tipo de suporte, observou-se um índice de sucesso dos implantes e das próteses, respectivamente, de 97,7% e 89,7% para próteses implanto-suportadas, 95,6% e 85,4% para próteses unitárias sobre implantes e 91,1% e 87,5% para próteses implanto-dento-suportadas. Todas estas diferenças observadas no estudo foram consideradas sem diferenças estatísticas significantes. Os dados referentes ao tipo de pilar e material restaurador foram considerados insuficientes para análise.

2.2 Adaptação marginal

Como relatado por Aparício (1994), a passividade entre a estrutura metálica e os implantes é vital para a manutenção da osseointegração, pois a ausência de ligamento periodontal impossibilita micromovimentações dos implantes, tornando-os incapazes de se adequarem aos desajustes protéticos, que acabam gerando estresses na interface osso-implante pela distribuição inadequada das cargas mastigatórias. A adaptação passiva é caracterizada pela existência de contato circunferencial simultâneo de toda superfície de assentamento da prótese com os pilares de suporte, e, clinicamente, pode ser avaliada com base em três parâmetros: ausência de sensação de tensão ou dor durante a instalação da estrutura sobre os implantes; aperto final de todos os parafusos protéticos realizando não mais do que 1/3 de volta; controle visual com auxílio de lupa para as margens supragengivais; controle radiográfico do ajuste da estrutura a cada um dos pilares com apenas um dos parafusos distais apertados.

Para Tan (1995), a obtenção de um ajuste totalmente passivo de próteses sobre implantes é provavelmente impossível, uma vez que os diversos estágios dos procedimentos laboratoriais de fabricação, incluindo moldagem, obtenção do modelo mestre, enceramento, revestimento, fundição, adição de cobertura estética e acabamento, podem adicionar distorções ao produto final. Assim, o desafio dos procedimentos alternativos aos métodos convencionais, como solda a laser e sistema CAD-CAM, é determinar um nível mínimo de distorção e estresses que seja clinicamente aceitável, conferindo longevidade à prótese.

De acordo com Carr, Gerard e Larsen (1996), a adaptação passiva da estrutura metálica aos implantes é um requisito básico para obtenção de próteses implanto-suportadas satisfatórias. Além de um perfeito ajuste marginal, as tensões impostas aos implantes também dependem do número de implantes que suportam a prótese e de adequado ajuste oclusal. Os autores avaliaram *in vivo* a resposta óssea em torno de implantes que receberam supra-estruturas metálicas com diferentes níveis de ajuste, não carregadas oclusalmente. Para tanto, seis fêmeas de macacos receberam dois implantes bilateralmente na região posterior da mandíbula, sendo que de um lado foi instalada estrutura protética com desajuste marginal de 38 μ m e do outro, com desajuste de 345 μ m. Os resultados foram obtidos por meio de manipulação digital, radiografias e análise histomorfométrica, tendo sido os animais sacrificados nos períodos de 24, 48 horas, 1, 2, 3 e 4 semanas. Não houve diferenças estatísticas para nenhuma das condições avaliadas. Considerando que o estudo não simulou exatamente as condições clínicas, pela ausência de

cargas oclusais, os autores afirmaram que não se pode concluir que estes níveis de desajuste não alteram a interface de osseointegração.

Cheshire e Hobkirk (1996) consideraram que há perfeito ajuste quando todas as superfícies equivalentes entre os implantes e a prótese estão em íntimo contato e alinhadas sem aplicação de forças. Os autores avaliaram *in vivo* as discrepâncias verticais e horizontais de cinco estruturas mandibulares sobre os pilares de suporte. Os desajustes foram registrados com material de moldagem polivinilsiloxano e secções das impressões obtidas foram avaliadas com microscopia de varredura. As mensurações foram efetuadas com torque padronizado em 10Ncm e aperto manual máximo dos parafusos. Os desajustes verticais foram em média de 14µm e 21µm e os horizontais de 46µm e 31µm, para aperto manual e torque, respectivamente. Os autores concluíram que existem discrepâncias consideráveis em estruturas consideradas clinicamente aceitáveis e que o aperto manual máximo dos parafusos pode reduzir desajustes no sentido vertical.

Jemt (1996) avaliaram por meio de técnica fotogramétrica tri-dimensional a precisão de ajuste de próteses implanto-suportadas sobre o modelo mestre e *in vivo*, diretamente sobre os implantes. Foram avaliadas 7 próteses maxilares e 10 mandibulares, cada uma envolvendo de 5 a 7 implantes. As médias de desajuste foram de 37µm e 75µm sobre os modelos mestres e de 90µm e 111µm intraoralmente, para a mandíbula e maxila, respectivamente. Os resultados mostraram que freqüentemente próteses com níveis consideráveis de desajustes são clinicamente consideradas aceitáveis e acabam sendo instaladas no paciente.

Jemt e Book (1996) analisaram, *in vivo*, a correlação entre o grau de desajuste de próteses sobre implantes e as alterações do nível do osso marginal de implantes colocados em maxilas edêntulas. Foram avaliados dois grupos com sete pacientes cada um, sendo um deles acompanhado por um período de um ano, e o outro por cinco anos, após o segundo estágio cirúrgico. O desajuste das próteses foi mensurado pela técnica fotogramétrica tridimensional, e o nível de osso marginal foi acompanhado por radiografias intra-orais padronizadas. Para os grupos de um e cinco anos, a média de desajuste foi de 111 μ m e 91 μ m, e a média de perda óssea marginal foi de 0,5 e 0,2mm, respectivamente, resultados considerados clinicamente aceitáveis. Os autores não observaram correlação estatística entre o desajuste da prótese e alterações no nível do osso marginal. Após vários anos em função, os implantes encontravam-se estáveis e imóveis, indicando que pode existir certa tolerância biológica ao desajuste das próteses.

Para Jemt et al. (1996), embora seja sugerido que desajustes na interface prótese-implante exercem influência sobre transmissão de esforços, resposta biológica dos tecidos envolvidos e complicações protéticas, ainda não há uma definição formal sobre o nível de desajuste que pode ser considerado aceitável e nem há métodos consistentes para verificação clínica desses desajustes. Os autores avaliaram a eficácia de quatro diferentes métodos na detecção de desajustes: Mylab; Sistema da Universidade de Washington; técnica fotogramétrica; Sistema da Universidade de Michigan. Concluíram que todos eles são capazes de detectar desajustes relevantes do ponto de vista clínico, de forma reproduzível e confiável. Contudo, apenas a técnica fotogramétrica pode ser empregada para avaliações intra-orais.

Segundo Jansen, Conrads e Ritcher (1997) a colonização bacteriana na interface pilar-implante pode causar reações inflamatórias dos tecidos moles periimplantares. Os autores avaliaram, através de microscopia eletrônica de varredura, o nível de infiltração microbiana em 13 diferentes combinações de pilares e implantes. Verificaram que todos os sistemas avaliados apresentam *gaps* marginais menores que 10 μ m, com média de 5 μ m, o que poderia ser considerado insignificante. Porém, em todos os casos, verificou-se infiltração e colonização bacteriana nas regiões internas dos implantes.

Diante da limitação dos métodos propostos para mensuração clínica da precisão de ajuste de componentes protéticos aos implantes ou pilares intermediários, May et al. (1997) utilizaram o instrumento Periotest para verificação de desajustes nas interfaces pilar-implante e cilindro de ouro-pilar. Os testes foram realizados nas condições de ajuste preciso e desajustes de 25,4 μ m, 50,8 μ m e 101,6 μ m. Os autores concluíram que os desajustes na interface pilar-implante não afetam a estabilidade do sistema, mas os desajustes entre os cilindros de ouro e os pilares produzem significativa instabilidade, a qual aumenta com o nível de desajuste. Concluíram, ainda, que o Periotest pode ser empregado para verificação clínica de desajustes nas interfaces dos sistemas de implantes.

De acordo com Riedy, Lang e Lang (1997), o grau de adaptação dos pilares influencia a transferência de estresses aos implantes, o comportamento biomecânico do sistema, a ocorrência de complicações e a resposta tecidual da interface osso-implante. O ajuste marginal depende da precisão dos próprios componentes industrializados e das várias fases clínicas e laboratoriais envolvidas no tratamento reabilitador. Os autores avaliaram comparativamente,

através de laservideografia, a precisão de ajuste de supra-estruturas fundidas em monobloco aos pilares, bem como de estruturas seccionadas fabricadas pelo sistema Procera e soldadas a laser, utilizando titânio grau II. Foram confeccionadas cinco estruturas de cada tipo sobre cinco implantes de 3,75 x 10mm posicionados na região sinfisária de um modelo de mandíbula. Os resultados demonstraram melhores níveis de ajuste com as estruturas Procera soldadas a laser.

Para Byrne et al. (1998), boa adaptação dos pilares aos implantes é importante para assegurar a efetividade dos componentes protéticos, enquanto adequado assentamento dos parafusos aos pilares garante o efeito de fricção entre eles, evitando afrouxamento ou perda destes parafusos. Os autores avaliaram comparativamente três tipos de pilares: pré-fabricados, fundidos a partir de padrões plásticos e pré-fabricados modificados em laboratório, considerando à adaptação destes aos implantes e também à adaptação dos parafusos à base de assentamento destes pilares. Para os dois parâmetros analisados, melhores resultados foram obtidos com os pilares pré-fabricados. Os autores sugeriram que os desajustes verificados nos pilares fundidos estavam provavelmente associados a limitações e dificuldades na técnica de fundição, baixa tolerância aos ciclos de queima da porcelana, que foram simulados no estudo, e alterações impostas pelos procedimentos de acabamento.

Segundo Carotenuto et al. (1999), o passo inicial para confecção adequada de próteses fixas sobre implantes retidas a parafuso é a escolha de componentes protéticos fabricados de maneira acurada e com precisão de ajuste. A eficiência desses sistemas mecânicos depende de vários fatores,

como propriedades físicas, mecânicas e forma dos componentes, geometria da conexão dos pilares, adaptação dos parafusos às superfícies de assentamento nos pilares, e torque aplicado. Além disso, fatores inerentes à confecção das estruturas protéticas, como escolha dos materiais e técnicas de processamento empregadas são importantes para obtenção de precisão final aceitável e bom desempenho da restauração.

Watanabe et al. (2000), utilizando aferidores de tensão (*strain gauges*), avaliaram as tensões geradas sobre três implantes posicionados de forma linear em um bloco de poliuretano quando a eles foram aparafusadas estruturas metálicas confeccionadas por quatro diferentes métodos: fundição em monobloco, seccionamento e soldagem, soldagem, ajuste passivo (método Altatex). Avaliaram também a influência da seqüência de aperto dos parafusos sobre as tensões geradas nos implantes. Maiores níveis de tensões foram gerados pela fundição em monobloco, seguida dos métodos de seccionamento e soldagem, soldagem, e ajuste passivo. Quanto à ordem de aperto dos parafusos de fixação, não há alteração significativa das tensões impostas aos implantes, contudo o aperto inicial do parafuso mediano parece distribuir melhor as tensões entre os implantes distais. Mesmo níveis visualmente imperceptíveis de desajuste geram tensões nos implantes e por isso, próteses com desajustes clinicamente detectáveis ou com movimento de báscula não devem ser instaladas. Problemas como necessidades freqüentes de reaperto dos parafusos sugerem ausência de boa adaptação aos implantes, mesmo que a prótese esteja aparentemente bem ajustada.

Carvalho et al. (2002) avaliaram comparativamente a adaptação marginal de pilares protéticos à plataforma de implante unitário, utilizando cinco

pilares Gold UCLA como controle, cinco pilares UCLA calcináveis fundidos em liga de níquel-cromo-titânio (Tilite) e cinco pilares UCLA calcináveis fundidos em titânio comercialmente puro (Rematitan), materiais estes que vêm sendo utilizados na tentativa de adequar o custo do tratamento protético. As leituras foram realizadas por meio de microscópio comparador Olympus (30x), após aplicação de torques de 10Ncm e 20Ncm. De acordo com os resultados, a adaptação dos pilares Gold UCLA foi superior aos calcináveis fundidos, dentre os quais, os fundidos com Tilite apresentaram melhor ajuste ao implante em relação aos fundidos com Rematitan.

Costa et al. (2003) avaliaram a adaptação marginal de supra-estruturas implanto-suportadas fundidas em monobloco com ligas de Ni-Cr-Ti (Tilite) e paládio-prata (Pd-Ag - Pors-on). Para tanto, foi confeccionada uma réplica de mandíbula em acrílico, contendo quatro implantes na região anterior. A partir de um molde de silicone deste modelo mestre, obteve-se um modelo de trabalho em gesso, sobre o qual 16 estruturas foram enceradas, utilizando cilindros calcináveis UCLA. As estruturas foram divididas em dois grupos e fundidas com uma das ligas citadas. Os níveis de desajuste foram mensurados nas faces vestibular e lingual, por meio de microscópio óptico, estando apenas o parafuso de um implante distal apertado com o torque de 20Ncm. Melhores níveis de ajuste foram obtidos com as estruturas de Tilite, indicando a superioridade desta liga para obtenção de estruturas em monobloco quando comparada a Pors-on. Os autores salientaram que o baixo custo relativo da liga de Ni-Cr-Ti constitui mais uma vantagem, contudo alertaram para a necessidade de anamnese cuidadosa com a finalidade de pesquisar possível reação alérgica ao níquel.

Goossens e Herbst (2003) avaliaram o grau de ajuste de supra-estruturas cimentadas sobre pilares de titânio e fundidas sobre cilindros de ouro, através de microscópio de reflexão. As mensurações foram feitas em seis pontos em torno do implante, quando apenas um parafuso foi apertado com 36Ncm de torque em diferentes localizações e quando todos os parafusos foram apertados a 10Ncm. No teste com um parafuso, grandes discrepâncias foram observadas em alguns locais, indicando que este tipo de teste pode ser impreciso para determinar grau de desajuste. Quando todos os parafusos foram apertados com 10Ncm, a média dos desajustes foi de 11,9µm para o titânio e 17,8µm para os cilindros de ouro. Os resultados indicam que estruturas cimentadas sobre pilares de titânio apresentam melhor grau de ajuste quando comparadas a estruturas fundidas sobre cilindros de ouro.

De acordo com Hecker e Eckert (2003), até o presente momento não foram estabelecidos níveis de desajustes clinicamente toleráveis, abaixo dos quais os problemas são mínimos e acima dos quais podem ocorrer falhas catastróficas. Os autores realizaram um estudo para determinar se o ajuste de próteses implanto-suportadas é alterado com a aplicação de cargas cíclicas, bem como para quantificar as alterações do ajuste entre cilindros de ouro e pilares intermediários ao longo do tempo. As mensurações foram realizadas antes da aplicação de cargas, após 50 ciclos com carga de 200N e após 200 ciclos com a mesma carga, a qual foi aplicada sobre a porção anterior de cinco estruturas, sobre a porção cantiléver, unilateralmente, em outras cinco peças, e em mais cinco estruturas sobre a porção cantiléver, bilateralmente. Os resultados demonstraram que cargas aplicadas na região anterior alteram o desajuste por decréscimo da fenda. Para as cargas aplicadas na região de

cantiléver uni e bilateralmente, não houve diferenças nos desajustes mensurados.

Sartori et al. (2004) avaliaram comparativamente a adaptação marginal de próteses fixas implanto-suportadas fundidas em liga de ouro e Ti cp. Os desajustes entre os componentes protéticos e os pilares de suporte foram mensurados em microscópio ótico, antes e após as peças serem submetidas ao processo de eletroerosão. De acordo com os resultados, antes da passivação das estruturas, as peças fundidas em liga de ouro apresentaram níveis de adaptação significativamente superiores às estruturas de Ti cp. Após eletroerosão, houve diminuição considerável dos desajustes protéticos de todas as estruturas, sendo que a liga de ouro manteve melhores resultados em relação ao Ti cp. Os autores concluíram que estruturas fundidas em Ti cp apresentam níveis de adaptação marginal inferiores àqueles obtidos com liga de ouro, contudo esses desajustes podem ser minimizados pelo processo de eletroerosão.

Em virtude da ausência de padronização nos estudos sobre adaptação marginal, Torres, Mattos e Ribeiro (2006) avaliaram diferentes métodos empregados para verificação de desadaptações de próteses sobre implantes e estabeleceram diferentes parâmetros de adaptação marginal que podem ser considerados: passividade, passividade média, desajuste vertical, redução de desajuste e percentual de redução de desajuste. Demonstraram que a aplicação do torque nos parafusos protéticos promove uma redução nos níveis de desajuste vertical de estruturas metálicas para próteses fixas sobre múltiplos implantes.

Torres et al. (2007) avaliaram a adaptação passiva e desajuste vertical de estruturas metálicas para próteses fixas sobre cinco implantes fundidas em monobloco com diferentes materiais: Ti cp (Tritan), ligas de Ni-Cr-Ti (Tilite) e Co-Cr (Remanium 2000). Verificaram que mesmo dentro de uma técnica criteriosa de confecção, estruturas monobloco resultam em desadaptação marginal independentemente do material utilizado na fundição, sendo, portanto, necessário o uso de técnicas de passivação como seccionamento e soldagem convencional, solda a laser, eletroerosão, ou outros métodos.

Tiossi et al. (2008) avaliaram a adaptação marginal de estruturas metálicas para próteses parciais fixas de três elementos sobre dois implantes com um pântico central, fundidas em monobloco com diferentes materiais: Ti cp (Tritan), ligas de Co-Cr (Remanium 2000) e Ni-Cr (VeraBond II). As medidas de desajuste vertical foram realizadas antes e após seccionamento e soldagem a laser e também após simulação dos ciclos de queima para aplicação de cerâmica. Verificaram que houve uma melhora na passividade das estruturas fundidas em Ti cp e Co-Cr após soldagem a laser. As estruturas de Ni-Cr apresentaram os menores valores de desajuste, mas não houve diferenças estatísticas antes e após soldagem. A simulação dos ciclos de queima para cerâmica não promoveu alterações nos níveis de adaptação marginal.

2.3 Fotoelasticidade

Mahler e Peyton (1955) descreveram a técnica fotoelástica de forma simplificada, empregando polariscópio plano com fonte de luz monocromática. Raios de luz emitidos pela fonte incidem no polarizador em várias direções,

porém, apenas os componentes de onda paralelos ao seu eixo de polarização são transmitidos. Estas ondas polarizadas, ou plano de luz, incidem no modelo fotoelástico submetido a cargas e posicionado no polariscópio. Pelo fenômeno da dupla refração ou birrefringência, o material fotoelástico transmite apenas os componentes de onda que incidem paralelamente aos planos de tensões principais. As ondas transmitidas incidem agora no analisador, que polariza os componentes de onda de forma idêntica ao polarizador, sendo que seu eixo de polarização encontra-se rotacionado em 90° em relação ao eixo do polarizador. Todo este fenômeno pode ser visualizado no modelo fotoelástico pela formação de bandas ou franjas claras e escuras, as quais são diretamente proporcionais às diferenças de tensões principais existentes no modelo em análise. Quando se utiliza fonte de luz branca, diferentes comprimentos de onda podem ser visualizados, formando franjas coloridas. Os autores salientaram, contudo, que o padrão monocromático é mais preciso para análises quantitativas.

Segundo Brodsky, Caputo e Furstman (1970), a análise fotoelástica é uma técnica que transforma tensões existentes no interior dos corpos em padrões de luz visível, denominados franjas. Quanto maior o número de franjas visualizadas, maior é a concentração de tensão na área. Os autores realizaram um importante estudo para validação do método fotoelástico, uma vez que demonstraram a compatibilidade existente entre os dados obtidos com esta técnica e achados histológicos. Foram instalados aparelhos ortodônticos em dentes de gatos e nos respectivos modelos fotoelásticos. Houve correlação positiva entre os padrões fotoelásticos observados nos modelos e os achados encontrados nos espécimes histológicos preparados. Onde se visualizavam

forças de tração nos modelos, encontravam-se evidências de estiramento do ligamento periodontal. Nas áreas de pressão fotoelástica, verificava-se compressão das fibras periodontais. Nos locais onde altas concentrações de tensões foram observadas nos modelos, surgiram áreas de hialinização no material histológico.

De acordo com Campos Jr. et al. (1986), o fenômeno da fotoelasticidade foi descoberto por Sir David Brewster, em 1816, quando observou faixas coloridas em um vidro sob tensão. Contudo, foi Zak, em 1935, quem introduziu esse método na odontologia, estudando esforços aplicados para movimentação ortodôntica de dentes incluídos em material fotoelástico. O método obteve grande impulso com o advento das resinas sintéticas nos anos 60, substituindo o vidro e o celulóide até então empregados. A fotoelasticidade baseia-se no surgimento de faixas coloridas em determinados materiais transparentes submetidos a esforços e iluminados por luz polarizada. Essas faixas coloridas, denominadas franjas ou bandas, correspondem a áreas de concentração de tensões, e podem ser analisadas quantitativa ou qualitativamente.

Clelland et al. (1993) realizaram um estudo comparativo das tensões geradas nos implantes por pilares com diferentes angulações (0°, 15° e 20°), obtendo os dados por meio de análise fotoelástica e pelo uso de aferidores de tensão (*strain gauges*). De acordo com os autores, os dados numéricos obtidos com os aferidores foram concordes com a interpretação visual das franjas fotoelásticas. A fotoelasticidade ilustrou bem as áreas de localização e concentração de tensões, e o uso de aferidores forneceu dados mais quantitativos. As franjas fotoelásticas correspondem a áreas de tensão cisalhante máxima, que pode ser mensurada pela ordem de franja e é igual à

metade da diferença das tensões principais $[1/2(\sigma_1 - \sigma_2)]$. Contudo, a quantificação dos valores individuais de σ_1 e σ_2 é difícil na técnica fotoelástica. Quanto à ordem de franja, corresponde a um valor numérico designado para uma franja observada com base na sua posição em uma tabela de seqüência de cores. A cor exata depende do filme fotográfico utilizado para registro, no caso de análises em fotografias. Além disso, na análise fotoelástica com luz branca, a determinação da ordem de franja fica limitada da primeira à quinta franja, pois, a partir deste ponto, as cores se tornam tênues e de difícil distinção.

Waskewicz, Ortowski e Parks (1994) avaliaram as tensões geradas sobre cinco implantes Brånemark posicionados em modelo fotoelástico simulando uma curvatura de mandíbula humana, quando a eles foi fixada estrutura em liga de ouro-paládio, antes e após passivação por seccionamento e soldagem. A supra-estrutura foi fixada aos pilares com torque de 10Ncm, em três diferentes seqüências de aperto dos parafusos: 1-2-3-4-5; 5-4-3-3-2-1 e 3-2-4-1-5. Os resultados demonstraram que a estrutura não-passiva gerou concentração de tensões, principalmente em torno dos implantes distais (1 e 5), enquanto a estrutura passiva não transmitiu tensões aos implantes. A ordem de aperto dos parafusos não influenciou os padrões fotoelásticos observados.

Millington e Leung (1995) utilizaram a técnica de cobertura fotoelástica para avaliar a relação existente entre o tamanho e a localização dos desajustes nas interfaces pilar-implante e os estresses gerados sobre estrutura para prótese sobre implantes. Para tanto, foi confeccionada uma supra-estrutura em liga de ouro tipo IV sobre quatro implantes Brånemark e pilares de titânio,

posicionados em modelo metálico. Na superfície superior da supra-estrutura foi fixada uma cobertura de material fotoelástico. As franjas obtidas com a simulação de nove níveis de desajuste (6, 17, 27, 40, 55, 68, 81, 91 e 104 μ m) foram analisadas em polariscópio de reflexão. O estresse máximo sobre os pilares intermediários ocorreu com um desajuste de 55 μ m, enquanto que nos pilares distais, ocorreu com uma desadaptação de 104 μ m. Os autores concluíram que há relacionamento positivo entre o nível de desadaptação da estrutura e a intensidade das forças sobre ela geradas.

Uludamar e Leung (1996), utilizando a técnica de cobertura fotoelástica, avaliaram as tensões geradas em estruturas com diferentes níveis de desadaptação vertical aos implantes, antes e após a utilização do sistema Preci-disc para correção desses desajustes. Os resultados demonstraram que tensões são geradas na estrutura quando desajustes estão presentes e que a localização do desajuste influencia marcadamente a quantidade e direção da tensão máxima induzida na estrutura. Maiores níveis de tensão são gerados quando o maior desajuste está situado no pilar intermediário.

Guichet et al. (2000) avaliaram em modelo fotoelástico as tensões geradas em torno dos implantes quando da instalação de dois tipos de próteses parcial fixas de três elementos: parafusada e cimentada. Paralelamente foram mensurados os níveis de desadaptação marginal destas estruturas antes e após a instalação nos implantes. Verificaram que a estrutura parafusada tende a ter os desajustes minimizados pelo aperto dos parafusos protéticos. Já para estrutura cimentada, não foram observadas mudanças nos níveis de desajuste e houve uma distribuição de tensões mais uniforme entre

os implantes com este tipo de estrutura, quando comparada ao modelo parafusada.

De acordo com Sadowsky e Caputo (2000), a análise fotoelástica vem sendo empregada com sucesso no estudo das interações entre respostas teciduais e características físicas das restaurações protéticas e dos implantes. Embora não seja possível diferenciar osso cortical e medular, essa técnica é válida para verificar tensões geradas por diferentes tipos de próteses, pois a magnitude das tensões é provavelmente diferente da situação real, mas os locais de concentração de tensão podem ser indicados com precisão. Os autores avaliaram o comportamento biológico de quatro implantes em modelo fotoelástico de mandíbula edêntula, sob ação de quatro diferentes sistemas de ancoragem para *overdentures* (barra com cantiléver, barra eletroerodida, barra sem cantiléver, encaixes solitários tipo bola), com e sem o uso de silicone para simular contato direto da extensão posterior da prótese com o rebordo residual. Os resultados foram obtidos com a leitura das franjas fotoelásticas após aplicação de carga de 30lb, unilateralmente, na fossa central do primeiro molar inferior. Os resultados mostraram que a barra com cantiléver gerou os maiores níveis de tensão sobre o implante distal do lado carregado, seguida pela barra eletroerodida, barra sem cantiléver e encaixes solitários. Em todos os casos, a simulação de contato entre a base da prótese e o rebordo residual minimizou as tensões geradas sobre o implante distal. Os autores concluíram que a distribuição de tensões aos implantes é influenciada não só pelo ajuste da estrutura e pela oclusão, mas também pela extensão da base da prótese e pelo sistema de encaixe utilizado.

Considerando que autores vêm sugerindo a restauração de múltiplos implantes individualmente, Guichet, Yoshinobu, Caputo (2002) avaliaram a passividade de adaptação de estruturas esplintadas (próteses fixas) de três elementos e coroas isoladas com diferentes níveis de contatos interproximais, e analisaram ainda as características das tensões transferidas aos implantes quando estes diferentes tipos de estruturas protéticas foram fixados a eles, em modelo fotoelástico, na ausência de carga oclusal e sob aplicação de carga de 6,8kg. Os resultados demonstraram que contatos interproximais fortes aumentam as tensões entre os implantes, podendo levar a uma situação de não passividade. Além disso, quando as coroas são individuais, as cargas tendem a se concentrar em torno de um implante específico, enquanto que nas restaurações esplintadas, as cargas são distribuídas mais uniformemente entre os implantes.

Bernardes et al. (2006) compararam a distribuição de tensões em torno de implantes com hexágono externo e interno em modelos fotoelásticos sob ação de carga compressiva axial (centralizada) e deslocada em relação ao longo eixo dos implantes. Foram calculados valores de tensão cisalhante máxima para 61 pontos em torno dos implantes. Não houve diferenças estatísticas para a carga axial, mas com a carga não axial foram verificadas diferenças estatísticas significantes, sendo os menores valores de tensão obtidos para os implantes de hexágono interno.

Markarian et al. (2007) compararam por meio de análise fotoelástica a distribuição de tensões em um modelo com três implantes paralelos e outro com o implante central angulado em 30° quando sobre os implantes foi instalada prótese fixa bem adaptada ou apresentando um desajuste vertical no

implante central de 150µm. Verificaram que as tensões tendem a seguir o longo eixo dos implantes quando eles estão paralelos entre si, enquanto no modelo com um implante angulado houve uma maior concentração de tensão e falta de homogeneidade na distribuição de tensões. A presença do desajuste vertical resultou em aumento das tensões geradas em torno dos implantes.

2.4 Conexão protética cone morse

Möllersten, Lockowandt e Lindén (1997) compararam a resistência mecânica de sete diferentes sistemas de implantes: ITI Bonafit, Astra Tech, Frialit-2, Implamed, Nobelpharma Estheticone, IMZ titanium abutment e IMZ connector. Os implantes com seus respectivos pilares instalados foram carregados lateralmente, na direção perpendicular ao seu longo eixo, até o ponto de ocorrer uma falha no sistema. Foram feitas medidas da profundidade das conexões protéticas, ou seja, da sobreposição de superfícies entre o implante e o pilar. Os autores verificaram que o fato do pilar ser um corpo único com o parafuso ou ser constituído por duas partes, parafuso e pilar separados, não influenciou grandemente a resistência, embora tenham sido obtidos maiores valores de resistência para os componentes de corpo único. O modo como ocorreram as falhas foi semelhante para todos os sistemas, sendo os parafusos os componentes dos sistemas que mais falharam. O fator determinante na resistência foi a área de contato entre implante e pilar. Os sistemas de conexão interna tipo hexágono (Frialit-2) ou cone morse (Astra Tech e ITI) apresentaram resistência superior aos demais. Verificaram ainda que os sistemas em que os *copings* para as coroas foram cimentados

apresentaram resistência superior àqueles em que os *copings* foram parafusados.

Norton (1997) avaliaram a resistência a flexão de sistemas de implante com conexão de hexágono externo (Nobel Biocare) e cone morse (Astra Tech). Os testes foram realizados em uma máquina de ensaios utilizando seis implantes de cada tipo e avaliando a resistência na junção pilar/implante e também considerando a junção implante/pilar/cilindro protético. Maiores valores de resistência foram verificados para os implantes cone morse, com diferenças estatísticas significantes tanto para junção pilar/implante quanto para junção implante-pilar-cilindro protético.

Merz, Hunenbart e Belser (2000) através de análise de elemento finito compararam o comportamento mecânico de conexões implante/pilar de hexágono externo e cone morse (ITI) sob aplicação de cargas. O modelo de análise foi baseado nos dados obtidos através de análise experimental prévia em máquina de ensaios para carregamento dinâmico dos implantes. Resultados superiores foram obtidos para o sistema cone morse, o que segundo os autores, ajuda a explicar a excelente estabilidade mecânica em longo prazo obtida clinicamente para reabilitações protéticas com estes implantes.

Weiss, Kozak e Gross (2000) avaliaram a perda de torque dos parafusos protéticos de sete diferentes sistemas com conexões pilar-implante de hexágono externo, octógono interno, cone morse, ranhura ou chaveta (*spline*) e plana. Os dados foram obtidos após 200 sucessivos apertos e desapertos com torque de 20Ncm. Verificaram que sucessivos apertos e desapertos promovem redução da pré-carga nos parafusos em todos os sistemas avaliados. Contudo

os implantes de conexão tipo cone morse apresentaram menor perda de torque.

Mangano e Bartolucci (2001) realizaram um estudo clínico retrospectivo para acompanhamento de 80 implantes cone morse (Mac System, Itália) instalados em 69 pacientes para reabilitação protética através de coroas unitárias. Todos os pacientes estavam com espaço desdentado a pelo menos um ano antes da instalação do implante. Os implantes receberam as próteses e foram acompanhados em função por um período médio de 3 anos e meio. Dois implantes foram removidos no segundo estágio cirúrgico por ausência de osseointegração. Após dois anos em função, um implante foi removido devido à doença periimplantar e foi observada fratura de dois componentes protéticos e afrouxamento de um pilar. Os autores sugeriram que a alta estabilidade protética da conexão cone morse pode ter favorecido os resultados satisfatórios com a ocorrência de poucas complicações mecânicas e biológicas.

Çehreli, Akça e Iplikçioğlu (2004) compararam a transmissão de forças entre implante cone morse com um pilar instalado (ITI) e um modelo experimental de pilar e implante em peça única. As análises foram feitas através de modelos de elemento finito sob aplicação de carga vertical e oblíqua com intensidades de 50N e 100N. De modo geral, não foram verificadas diferenças no padrão de distribuição de forças entre os dois modelos de implante. Os autores concluíram que o comportamento biomecânico do modelo de implante e pilar separados foi similar ao modelo de corpo único.

Çehreli et al. (2004) avaliaram a distribuição de tensões para implantes de hexágono externo (Brånemark) e cone morse (ITI e Astra Tech) em modelo fotoelástico associado a aferidores de tensão (*strain gauges*). Os implantes

foram incluídos em blocos individuais de resina fotoelástica contendo aferidores instalados na resina em torno dos implantes. Foram aplicadas cargas oclusais verticais e oblíquas (20°) de 100N e 150N. Não houve diferenças no padrão de distribuição de tensão para os diferentes tipos de implante avaliados.

Döring, Eisenmann e Stiller (2004) realizaram um acompanhamento longitudinal de 275 coroas unitárias metalocerâmicas ou totalmente cerâmicas cimentadas sobre implantes tipo cone morse (Ankylos). Os implantes e coroas foram instalados e monitorados ao longo de um período de oito anos. Cinco implantes foram perdidos durante a fase de cicatrização. O tempo médio de carregamento dos implantes foi de 3,2 anos. Não foram verificadas complicações mecânicas como afrouxamento de parafusos ou fraturas, perda de implantes em função ou alterações dos tecidos moles e duros em torno dos implantes. Com base nestes resultados os autores sugeriram que a conexão protética tipo cone morse pode ser considerada segura para confecção de restaurações unitárias.

Nentwig (2004) realizou um estudo prospectivo para acompanhamento longitudinal de 5439 implantes cone morse (Ankylos) durante o período de 1991 a 2002. Foram realizados retornos anuais para avaliação dos implantes, que tinham um tempo médio de 56,8 meses em função. Os seguintes critérios foram considerados na avaliação dos implantes: estabilidade, ausência de inflamação dos tecidos periimplantares, ausência de perda óssea e gengival em torno dos implantes e satisfação do paciente. Um total de 943 implantes receberam coroas individuais com sucesso em 98,7% dos casos, não sendo verificadas diferenças entre as reabilitações na maxila e mandíbula. Em áreas de extremidade livre foram instalados 1679 implantes e o índice de sucesso

verificado foi de 97,9%. 805 e 606 implantes foram colocados em espaços protéticos amplos e em casos de dentição reduzida com sucesso em 97,3% e 95,8%, respectivamente. O autor concluiu que estes implantes possuem excelente estabilidade mecânica e biológica e versatilidade protética.

De acordo com Weigl (2004) a conexão cônica (cone morse) favorece a retenção friccional entre o pilar e o implante, garantindo ótima propriedade anti-rotacional. O parafuso de fixação fica protegido pelo desenho da conexão protética, de modo que forças oblíquas tendem a ser dissipadas ao longo da interface pilar/implante. Estas características garantem excelente estabilidade protética, de modo que estes implantes podem ser indicados para reabilitações com coroas individuais, mantendo a morfologia das superfícies oclusais dos dentes naturais.

Bastos (2007) através de análise fotoelástica a distribuição de tensões em modelos de prótese parcial fixa sobre três implantes variando tamanho dos implantes (7mm e 13mm), conexão protética (hexágono externo e cone morse) e as coroas, que eram ferulizadas ou isoladas. Carga estática de 100N foi aplicada alternadamente em um ponto da superfície oclusal de cada uma das coroas. Foi realizada uma análise qualitativa da distribuição das tensões em torno dos implantes. Não foram encontradas diferenças nos padrões de tensões quanto ao tamanho dos implantes. Entretanto, melhor distribuição de tensões foi verificada para as coroas ferulizadas e para os implantes de conexão tipo cone morse.

3. PROPOSIÇÃO

A presente pesquisa teve como objetivo geral avaliar o desempenho biomecânico de diferentes planejamentos para próteses parciais fixas parafusadas sobre implantes cone morse, com e sem a presença de elemento dental distal aos implantes, por meio de análise fotoelástica qualitativa das tensões geradas em torno dos implantes.

Os objetivos específicos foram:

- ✓ Comparar as tensões geradas em torno dos implantes por próteses com coroas isoladas ou unidas;
- ✓ Avaliar a influência do tipo de material restaurador, resina ou cerâmica, sobre a distribuição de tensões em torno dos implantes;
- ✓ Verificar possíveis diferenças nas tensões resultantes dos diferentes planejamentos protéticos na presença ou não de ponto de contato proximal efetivo a distal das próteses sobre implantes;
- ✓ Avaliar o efeito de diferentes carregamentos oclusais sobre estas próteses.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Obtenção do modelo mestre

Para realização da presente pesquisa foi confeccionado um modelo mestre em policarbonato, no formato de bloco retangular (68 x 30 x 15 mm), contendo uma réplica em resina de um primeiro pré-molar inferior (Odontofix, Ribeirão Preto-SP, Brasil), dois implantes Titamax CM 4.0 x 11mm (Neodent, Curitiba-PR, Brasil - Figura 1), sendo um na área correspondente ao segundo pré-molar inferior e outro na região de primeiro molar inferior, e uma réplica em resina de um segundo molar inferior (Odontofix, Ribeirão Preto-SP, Brasil - Figura 2).

Figura 1. Implante Titamax CM.

Figura 2. Réplicas dos dentes utilizadas para montagem do modelo mestre.

O bloco de policarbonato recebeu quatro perfurações com diâmetro e profundidade compatíveis com os dentes e implantes a serem posteriormente fixados (Figura 3). A distância entre as réplicas dentárias foi calculada em 18mm, pois o espaço edêntulo receberá próteses sobre implantes correspondentes a um segundo pré-molar inferior, cujo diâmetro méso-distal

gira em torno de 7,5mm, e um primeiro molar inferior, cujo diâmetro mésio-distal da coroa mede cerca de 11,5mm (OTUYEMI, NOAR, 1996; BERNABÉ, FLORES-MIR, 2006). Assim, as perfurações para os implantes foram realizadas em uma posição mésio-distal ótima entre os dois dentes, permitindo que o orifício para passagem do parafuso protético coincida com o centro da plataforma oclusal de cada uma das coroas sobre implantes.

Figura 3. Bloco de policarbonato com perfurações.

Os dentes e os implantes foram fixados às perfurações utilizando cola à base de cianoacrilato (Super Bonder, Loctite, Brasil). Com auxílio de um paralelômetro, as réplicas dos dentes e os implantes foram posicionados com seus longos eixos paralelos entre si, reproduzindo uma condição clínica de posicionamento ideal dos implantes. Desta forma, o modelo mestre simulou um segmento posterior inferior com um espaço edêntulo intercalado a ser reabilitado por meio de próteses parafusadas sobre implantes (Figura 4).

Figura 4. Modelo mestre obtido.

Sobre os implantes foram instalados pilares intermediários (Pilar CM altura 1,5mm, Neodent) com torque de 32Ncm (Figura 5) calibrado pelo uso de catraca torquímetro (Neodent).

Figura 5. Pilar intermediário em detalhe e instalado sobre os implantes no modelo mestre.

4.2 Obtenção dos enceramentos

Para obtenção dos corpos-de-prova foram utilizados cilindros calcináveis com base pré-fabricada rotacional (Cilindro GT Tilite anti-rotacional, Neodent), para coroas unidas, ou anti-rotacional (Cilindro GT Tilite rotacional, Neodent), para coroas isoladas (Figura 6).

Figura 6. Cilindro calcinável rotacional, à esquerda, e anti-rotacional, à direita.

Cilindros rotacionais foram parafusados aos pilares intermediários no modelo mestre e os excessos oclusais, considerando os dentes adjacentes, foram recortados utilizando disco diamantado. Realizou-se o enceramento de duas coroas unidas (Figura 7). Foi confeccionada uma gengiva artificial em

torno das réplicas dos dentes e do enceramento com silicone (Zetalabor, Zhermack, Rovigo, Itália) (Figura 8).

Figura 7. Enceramento inicial.

Figura 8. Gengiva artificial com e sem o enceramento inicial.

Em seguida, obteve-se uma matriz sobre o enceramento em silicone para duplicação (Hard Duplex, CNG Soluções Protéticas, São Paulo-SP, Brasil). Para tanto, o enceramento foi fixado ao modelo mestre por meio de parafusos longos, adaptou-se um fio de cera em cada coroa para servir como canal de alimentação, e em volta do conjunto foi confeccionada uma caixa molde em cera 7 (Polidental Indústria e Comércio Ltda., São Paulo-SP, Brasil). O material duplicador foi cuidadosamente manipulado e vertido na caixa molde. Após a presa do material, retirou-se a cera 7 e os parafusos longos, sacou-se a matriz do modelo mestre e removeu-se o enceramento do interior da mesma (Figura 9).

Figura 9. Caixa molde para obtenção da matriz de silicone. Matriz removida do modelo e separada do enceramento.

Sobre o modelo mestre foram presos cilindros anti-rotacionais com parafusos longos. A matriz foi posicionada e cera para escultura (Schuler Dental, Alemanha) liquefeita em plastificador com controle digital de temperatura (Hotty Led, Renfert GmbH, Hilzingen, Alemanha), mantida a 90° C, foi injetada pelos canais de alimentação. Após resfriamento da cera, os parafusos foram soltos, removeu-se a matriz e retirou-se o enceramento. Este foi cuidadosamente avaliado quanto à reprodução dos detalhes e foi então submetido ao acabamento removendo-se pequenas irregularidades (Figura 10). O mesmo processo foi realizado para obtenção de outro enceramento idêntico utilizando-se, contudo, cilindros calcináveis rotacionais. Obtiveram-se desta forma duas cópias do enceramento inicial.

Figura 10. Etapas da reprodução do enceramento inicial.

Estas cópias foram reduzidas no formato adequado para infra-estrutura metálica, sendo uma para coroas isoladas e outra para coroas unidas, conforme o tipo de cilindro utilizado. A partir destes enceramentos reduzidos foram obtidas novas matrizes de silicone (Hard Duplex) seguindo os mesmos procedimentos descritos anteriormente (Figura 11).

Figura 11. Enceramentos reduzidos para coroas unidas, à esquerda, e isoladas, à direita.

Com as matrizes, os enceramentos foram reproduzidos para obtenção de uma cópia de cada um deles, totalizando quatro enceramentos ao final (Figura 12).

Figura 12. Enceramentos concluídos.

Duas estruturas, uma para coroas unidas e outra para coroas isoladas, receberam aplicação de pérolas retentivas (Clássico, São Paulo-SP, Brasil) nas suas superfícies, retidas pela aplicação de uma camada de adesivo (Renfert GmbH), com a finalidade de criar retenções para resina de recobrimento estético.

As estruturas de coroas unidas foram seccionadas com lâmina de bisturi antes da fundição.

4.3 Inclusão e fundição

Sobre a superfície dos enceramentos, foram posicionados *sprues* pré-fabricados (Pasom, São Paulo-SP, Brasil), numa angulação de aproximadamente 45°. Os padrões de cera assim preparados foram fixados com cera 7 às bases formadoras de cadinho, pulverizados com *spray* redutor de tensão de superfície (Waxit, DeguDent GmbH, Hanau-Wolfgang, Alemanha) e deixados secando à temperatura ambiente (Figura 13). Os anéis de fundição receberam alívio interno com cinta livre de amianto (Kera-Vlies, Dentaaurum, Pforzheim, Alemanha) e foram então adaptados e fixados às bases formadoras de cadinho.

Figura 13. Padrões de cera prontos para inclusão.

A inclusão foi realizada em duas etapas. Revestimento Castorit Super C (Dentaaurum, Ispringen, Alemanha) foi proporcionado segundo recomendações do fabricante, utilizando-se 20g do pó mais 4,53ml do líquido para a boneca e 200g do pó mais 45,33ml do líquido para o preenchimento do anel de fundição. O revestimento foi espatulado mecanicamente a vácuo por 60 segundos em espatulador elétrico (Turbomix, EDG Equipamentos e Controles Ltda., São

Carlos-SP, Brasil) e foi cuidadosamente pincelado na superfície interna dos cilindros para confecção da boneca. Completou-se posteriormente o preenchimento do anel sob vibração, para evitar a formação de bolhas (Figura 14).

Figura 14. Etapas da inclusão.

Os anéis assim preparados ficaram sobre bancada à temperatura ambiente, até o início da reação de cristalização do revestimento. Após cerca de 40 minutos, a camada mais superficial do revestimento foi removida em cortador de gesso e os anéis foram levados ao forno elétrico para expansão do revestimento e eliminação da cera, empregando-se o ciclo térmico de 250° C na primeira hora e elevação da temperatura a 950° C com velocidade de aquecimento de 5° C/min, aguardando-se meia hora após o final do ciclo para realizar a fundição.

As fundições foram realizadas na máquina Discovery Plasma (EDG Equipamentos e Controles Ltda.), que promove fusão por arco voltaico de corrente contínua através de eletrodo de tungstênio sobre cadinho especial de cobre e injeção por vácuo/pressão em atmosfera inerte de argônio. Foi utilizada liga de níquel-cromo-titânio (Tilite Omega, Talladium Inc., EUA), compatível com o material da cinta pré-fabricada dos cilindros calcináveis conforme recomendação do fabricante.

4.4 Desinclusão e acabamento

Após o processo de fundição e adequado resfriamento do revestimento, as estruturas foram desincluídas e jateadas com óxido de alumínio (Polidental Indústria e Comércio Ltda.) de granulação de 100 μ m, sob pressão de 80lib/pol². Os condutos de alimentação foram seccionados com discos de carborundum e foram removidos apenas pequenos nódulos e rebarbas (Figura 15).

Figura 15. Infra-estruturas metálicas obtidas.

4.5 Soldagem

As infra-estruturas destinadas às coroas unidas foram soldadas a laser. Para tanto, as partes foram posicionadas no modelo mestre e foi aplicado um torque de 20Ncm aos parafusos protéticos. A máquina de solda a laser (Desktop, Dentaurum, Ispringen, Alemanha) foi ajustada em 310V e pulso de 9ms, realizando-se inicialmente dois pontos de solda em regiões diametralmente opostas e prosseguindo-se com a soldagem das regiões restantes, sem acréscimo de material (Figuras 16 e 17).

Figura 16. Soldagem a laser das estruturas para coroas unidas com recobrimento em resina.

Figura 17. Soldagem a laser das estruturas para coroas unidas com recobrimento em cerâmica.

4.6 Aplicação dos recobrimentos estéticos

A fim de uniformizar ao máximo a anatomia final de todos os corpos-de-prova, a aplicação dos recobrimentos estéticos foi realizada utilizando um guia confeccionado em silicone (Zetalabor) a partir do enceramento inicial. O guia foi seccionado em partes (Figura 18). Durante a aplicação dos recobrimentos, foi dada especial atenção para obtenção de pontos de contato efetivos entre as coroas protéticas isoladas e entre as coroas e os dentes do modelo mestre.

Figura 18. Matriz utilizada como guia para aplicação dos revestimentos estéticos.

Resina Chromasit (Dentin Body 1D, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) foi aplicada sobre as infra-estruturas com pérolas de retenção, seguindo-se estritamente as recomendações do fabricante. Sobre as superfícies jateadas e limpas com jatos de ar e vapor foi aplicada uma camada de adesivo Chroma Link (Ivoclar Vivadent), e após quatro minutos de espera seguiu-se com a aplicação de duas camadas seqüenciais do opaco (Opaquer O15, Ivoclar Vivadent), polimerizado sob calor e pressão na unidade polimerizadora (EDG Equipamentos e Controles Ltda.) a 120° C e 6bar durante 5 minutos. Subseqüentes camadas de dentina foram aplicadas até a conformação anatômica final das coroas utilizando-se o guia de silicone. Aplicou-se uma camada final de Chromasit Fluid (Ivoclar Vivadent). Procedeu-se à polimerização da resina sob calor e pressão a 120° C e 6bar durante 7 minutos. O polimento foi realizado com borrachas, discos de feltro e pasta polidora HP-Paste (Heraeus Kulzer, Alemanha).

Cerâmica IPS d.Sign (Dentin Body B4, Ivoclar Vivadent) foi aplicada sobre as outras duas infra-estruturas. As estruturas jateadas receberam limpeza final por imersão em álcool isopropílico no aparelho de ultra-som, durante 10 minutos. Foram aplicadas duas camadas de opaco (Opaquer B4, Ivoclar Vivadent). As camadas de cerâmica foram cuidadosamente aplicadas até a conformação final das coroas com auxílio do líquido modelador (Build Up liquid, Ivoclar Vivadent) e do guia de silicone devidamente isolado com Picosep (Renfert GmbH). As peças foram posicionadas sobre suporte para cocção de cerâmica e levadas ao forno Phoenix (Ceramco, Burlington, EUA) para realização dos ciclos térmicos de queima, seguindo as etapas e especificações descritas pelo fabricante.

Os pontos de contato entre as coroas isoladas e entre as coroas e os dentes do modelo mestre foram marcados com auxílio de carbono (AccuFilm II, Parkell, EUA) e ajustados a fim de obter a maior uniformidade possível (Figura 19).

Figura 19. Corpos-de-prova obtidos com pontos de contato ajustados.

Conforme o recobrimento estético que receberam, os corpos-de-prova foram assim denominados: UC - coroas unidas com recobrimento estético em cerâmica; IC - coroas isoladas com recobrimento estético em cerâmica; UR - coroas unidas com recobrimento estético em resina; IR - coroas isoladas com recobrimento estético em resina.

4.7 Avaliação da adaptação marginal

A adaptação marginal das coroas foi avaliada pela leitura do desajuste vertical na interface coroa-pilar do molar e pré-molar, através de microscópio ótico comparador com precisão de 1µm e aumento de 15x (Nikon, Japão).

Foi considerada a média das leituras realizadas em cada coroa nas faces vestibular e lingual, estando os parafusos apertados com torque de 20Ncm, padronizado pelo uso de catraca torquímetro (Neodent), o que simulou a instalação final das próteses.

Adicionalmente, a passividade das coroas unidas foi verificada utilizando o teste do parafuso único com aperto manual bilateral alternado. Foi considerada a média dos valores de desajuste vertical obtidos pelas leituras realizadas nas faces vestibular e lingual do lado oposto ao lado apertado.

4.8 Análise fotoelástica

4.8.1 Obtenção do modelo fotoelástico

Para obtenção do modelo fotoelástico foi confeccionada uma matriz com borracha de silicone de duplicação (Silicone Master, Talladium do Brasil, Curitiba-PR, Brasil), cuja câmara de molde reproduziu a forma e a posição exata dos dentes e implantes do modelo mestre.

Para tanto, transferentes de moldagem (Transfer de arrasto GT anti-rotacional, Neodent) foram parafusados sobre os pilares no modelo mestre e foram unidos entre si com fio-dental e resina acrílica vermelha (Pattern Resin LS, GC América, Alsip-IL, EUA) confeccionando um *index*. Uma extensão de resina também foi posicionada sobre as réplicas dos dentes para guiar posteriormente o encaixe das novas réplicas na matriz (Figura 20). Após polimerização, a resina foi seccionada entre os implantes e novamente unida a fim de minimizar distorções.

Figura 20. *Index* para transferência da posição dos implantes e réplicas do modelo mestre para o modelo fotoelástico.

O modelo mestre foi fixado com fita adesiva na face interna da tampa de um recipiente plástico com uma abertura no fundo para o preenchimento com o silicone. Manipulou-se 220ml de silicone para 10ml de catalisador durante 50 segundos e em seguida foi feito o preenchimento do recipiente deixando apenas os parafusos dos transferentes expostos (Figura 21).

Figura 21. Obtenção da matriz de borracha de silicone.

Após o tempo de trabalho do silicone (60 minutos), conforme instruções do fabricante, a tampa do recipiente foi removida e os parafusos dos transferentes foram soltos para permitir a remoção do modelo. Réplicas dos dentes foram encaixadas na matriz e implantes já com os pilares intermediários instalados sobre eles com um torque de 32Ncm foram então parafusados aos transferentes (Figura 22).

Figura 22. Matriz de borracha após remoção do modelo mestre e detalhe da câmara de molde com os implantes e réplicas dos dentes em posição.

O material fotoelástico foi proporcionado, manipulado e vazado no interior da matriz seguindo as recomendações do fabricante. Utilizou-se 25ml de resina Araldite GY 279 (Huntsman, Everberg, Bélgica) para 12ml do endurecedor Aradur 2963 (Huntsman) proporcionados com auxílio de proveta. Os dois componentes foram vertidos em um Becker e manipulados com bastão de vidro fazendo-se movimentos lentos circulares durante aproximadamente 15 minutos, quando se observou ausência total de estrias na mistura. O Becker foi então levado ao interior de uma câmara de vácuo durante 15 minutos para eliminação de pequenas bolhas resultantes da reação inicial entre os componentes da mistura. Procedeu-se então ao preenchimento cuidadoso da câmara de molde da matriz de silicone. Aguardou-se 72 horas para remoção do modelo fotoelástico e início das análises (Figura 23).

Figura 23. Molde preenchido com resina fotoelástica e modelo fotoelástico removido após 72 horas do vazamento.

4.8.2 Descrição do equipamento

As análises fotoelásticas foram realizadas com polariscópio (PS-100 SF Polarimeter, Strainoptic Technologies, North Wales-PA, EUA) do Laboratório de Solda a Laser do Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto/USP (DMDP-FORP/USP) ajustado ao modo de polarização circular. Registros fotográficos de cada situação de interesse para análise foram realizados com auxílio de uma câmara digital (CCD Color Video Câmera, GKB, Taiwan) acoplada ao polariscópio e ligada a um computador com software (WinTV 4.8, Hauppauge Computer Works, EUA) para captura das imagens. Um dispositivo para aplicação de cargas foi especialmente desenvolvido na Oficina Mecânica do DMDP-FORP/USP. O dispositivo composto por uma célula de carga de 50kgf (Kratos, São Paulo-SP, Brasil) e um leitor de carga (IKE-01, Kratos) e diferentes modelos de pontas para aplicação de cargas foi acoplado ao polariscópio para viabilizar os ensaios (Figura 24).

Figura 24. Equipamento para análise fotoelástica.

Três modelos de pontas de aplicação de carga foram utilizadas para produzir quatro diferentes condições de carregamento na superfície oclusal das coroas: oclusal distribuído – obtido por uma ponta que simulou a oclusão antagonista do modelo com carga de 1kgf; puntiforme simultâneo – obtido por uma ponta dupla para carregamento das duas coroas ao mesmo tempo com 1kgf; puntiforme – obtido com uma ponta simples para carregamento alternado no molar e no pré-molar com 0,5kgf. Os pontos de aplicação de carga foram deslocados do orifício para passagem dos parafusos protéticos. Estas intensidades de carga foram selecionadas por promoverem uma resposta óptica satisfatória no modelo fotoelástico (Figura 25).

Figura 25. Da esquerda para a direita, estão dispostas as pontas para carregamento: oclusal distribuído; puntiforme simultâneo; puntiforme no molar e no pré-molar alternadamente.

Para obtenção da ponta para carregamento oclusal distribuído foi confeccionado um enceramento simulando a oclusão antagonista sobre o modelo mestre com o enceramento inicial das coroas parafusado sobre ele. Este enceramento antagonista foi moldado com silicone (Zetalabor) e utilizou-se este molde para obter quatro cópias em resina (Chromasit). Estas cópias foram capturadas com resina acrílica incolor para parafusamento em uma haste metálica intercambiável (Figura 26).

Figura 26. Haste metálica, ponta oclusal em posição e detalhe interno das roscas para parafusamento.

Cada cópia foi então parafusada à haste metálica e levada em posição no aplicador de carga contra o modelo mestre com um dos corpos-de-prova instalado. Foi realizado ajuste oclusal marcando os pontos de contato com carbono (AccuFilm II) até se obter a maior padronização possível entre os pontos de contato para cada uma das pontas (Figura 27).

Figura 27. Pontas finalizadas e devidamente identificadas.

Obteve-se assim uma ponta de aplicação de carga individualizada e identificada para cada corpo-de-prova. Isto foi necessário porque, embora cuidados tenham sido tomados na tentativa de máxima padronização da aplicação dos recobrimentos estéticos, trata-se de um processo artesanal, sendo praticamente impossível reproduzir fielmente toda riqueza de detalhes da anatomia oclusal.

4.8.3 Descrição das análises

O modelo fotoelástico foi levado ao polariscópio previamente às análises para certificação da ausência de tensões residuais. Verificou-se a necessidade de tratamento térmico do modelo em estufa a 50° C durante 10 minutos. Esta temperatura mostrou-se adequada para o alívio de tensões no modelo e pode ser usada com segurança, sem provocar danos estruturais ao material, pois é bem inferior à temperatura de decomposição térmica da resina (>200° C, segundo o fabricante). Da mesma forma, a cada carregamento realizado, o modelo era submetido ao tratamento térmico durante 5 a 15 minutos, a depender da quantidade de tensão residual, até ficar isento destas tensões, as quais poderiam comprometer os resultados e a confiabilidade do método.

As coroas foram parafusadas no modelo fotoelástico com um torque padronizado de 20Ncm. Em seguida, o modelo foi posicionado no polariscópio e foram feitos registros fotográficos do efeito do torque e dos diferentes carregamentos. Este processo foi repetido para todos os corpos-de-prova.

A verificação das tensões geradas em torno dos implantes foi realizada por meio de análise fotoelástica qualitativa observando-se o padrão de distribuição das franjas isocromáticas em torno dos implantes sob as diferentes condições de aplicação de carga. A primeira análise foi feita na presença de contato proximal efetivo entre as próteses e a réplica do segundo molar presente no modelo, simulando a reabilitação de um espaço intercalado. A segunda análise foi feita após a eliminação deste ponto de contato por meio de desgaste da coroa do segundo molar, o que simulou uma reabilitação de extremidade livre, ou seja, na ausência de pilar a distal dos implantes.

Os dados foram avaliados qualitativamente seguindo parâmetros pré-estabelecidos e utilizados em outros estudos (BRODSKY, CAPUTO, FURSTMAN, 1975; WASKEWICZ, OSTROWISKI, PARKS, 1994; MARKARIAN et al., 2007): quanto maior a proximidade entre as franjas maior a concentração de tensão; quanto maior o número de ordem de franja (N), ou o número de franjas, maior a magnitude de tensão.

5. RESULTADOS

Os resultados estão apresentados seguindo as siglas utilizadas para designar os corpos-de-prova, como descrito na secção de materiais e métodos: UC - coroas unidas com recobrimento estético em cerâmica; IC - coroas isoladas com recobrimento estético em cerâmica; UR - coroas unidas com recobrimento estético em resina; IR - coroas isoladas com recobrimento estético em resina.

5.1 Adaptação marginal

As tabelas 1 e 2 mostram os valores de desajuste marginal mensurados após o torque, simulando a instalação das coroas, e com o teste de passividade realizado para as coroas unidas, respectivamente.

Tabela 1. Desajuste vertical (μm) após torque de 20Ncm.

	Molar	Pré-molar
UC	24,0	8,5
IC	6,5	11,0
UR	14,0	8,0
IR	9,5	8,5

Tabela 2. Desajuste vertical (μm) mensurado com o teste de passividade das coroas unidas.

	Molar	Pré-molar	Média
UC	55,0	68,0	61,5
UR	100,0	20,5	60,3

Verifica-se que há uniformidade dos desajustes protéticos médios das coroas após o torque e também com o teste de passividade.

5.2 Análise Fotoelástica

5.2.1 Estado do modelo fotoelástico previamente as análises

A figura 28 mostra o alívio de tensões residuais obtido após tratamento térmico do modelo previamente ao início das análises.

Figura 28. Modelo fotoelástico em posição no polariscópio antes e após tratamento térmico.

A figura 29 mostra o alívio das tensões residuais obtido após tratamento térmico do modelo previamente à segunda análise, sem a presença da coroa do dente a distal dos implantes.

Figura 29. Modelo fotoelástico em posição no polariscópio após remoção da coroa referente ao segundo molar e tratamento térmico para alívio das tensões residuais.

As figuras 30 e 31 demonstram as tensões verificadas logo após a instalação das coroas sobre o modelo fotoelástico com torque padronizado de 20Ncm, antes da aplicação dos carregamentos.

Figura 30. Instalação das coroas sobre os implantes com torque de 20Ncm.

Figura 31. Instalação das coroas sobre os implantes com torque de 20Ncm após remoção da coroa do dente distal aos implantes.

Observa-se que a aplicação do torque por si só provocou tensões para todos os corpos-de-prova. O registro deste espectro de tensões é importante porque com a aplicação de cargas estas tensões serão maximizadas.

Antes da remoção do dente distal, em todos os casos houve concentração de tensão entre os implantes e entre os dentes e os implantes do modelo fotoelástico provocada pela presença dos pontos de contato efetivos. Com a remoção da coroa do dente distal, tensões permaneceram apenas entre os implantes das coroas unidas e entre o dente pré-molar e o implante adjacente a ele em todos os casos. O padrão de distribuição de tensões foi semelhante entre as duas análises, o que mostra a reprodutibilidade dos resultados.

Maiores concentração e magnitude de tensão (N=3) foram geradas entre as coroas IR e o dente molar, que foi o único a apresentar tensão em torno do

ápice das raízes no momento da aplicação do torque nos parafusos protéticos. Entre os implantes, observou-se maior magnitude de tensão para as coroas UR (N=2), quando comparadas as coroas UC (N=1).

Os registros fotográficos da análise fotoelástica para os diferentes carregamentos realizados estão organizados de forma a permitir uma visualização dos padrões de distribuição de tensões na primeira análise, com presença da coroa do dente distal aos implantes, e na segunda análise, com ausência do dente distal. Em seguida, imagens representativas serão novamente apresentadas a fim de ilustrar a descrição dos resultados com observações importantes relativas às variáveis avaliadas no estudo: coroas unidas ou isoladas, material restaurador, presença ou ausência de ponto de contato proximal efetivo a distal dos implantes e tipo de carregamento oclusal.

5.2.2 Primeira análise fotoelástica

A primeira análise foi realizada na presença de ponto de contato distal aos implantes.

Figura 32. Carregamento oclusal distribuído – 1kgf.

Figura 33. Carregamento puntiforme simultâneo – 1kgf.

Figura 34. Carregamento puntiforme no molar – 0,5kgf.

Figura 35. Carregamento puntiforme no pré-molar – 0,5kgf.

5.2.3 Segunda análise fotoelástica

A segunda análise foi realizada na ausência de ponto de contato distal aos implantes.

Figura 36. Carregamento oclusal distribuído – 1kgf.

Figura 37. Carregamento puntiforme simultâneo – 1kgf.

Figura 38. Carregamento puntiforme no molar – 0,5kgf.

Figura 39. Carregamento puntiforme no pré-molar – 0,5kgf.

A união das coroas favoreceu a distribuição de tensões. Isto pode ser melhor observado analisando as últimas imagens dispostas abaixo, referentes ao carregamento puntiforme no molar e pré-molar. Quando uma carga foi aplicada de forma concentrada em um ponto, para as coroas isoladas, tanto em resina quanto em cerâmica, houve acúmulo de tensões em torno do implante carregado. Com as coroas unidas entre si, parte destas tensões foi transmitida para o implante adjacente.

Observa-se, também, no caso de coroas isoladas, que a ausência do ponto de contato posterior, quando do carregamento no molar, gerou acúmulo de tensões na distal do implante, evidenciando o efeito de torção sobre o conjunto coroa-implante. Tal condição não se repete quando são usadas coroas unidas, nem quando do carregamento no pré-molar para todos os corpos-de-prova, devido à manutenção do ponto de contato, evidenciando o papel destas situações na distribuição das tensões.

Figura 38. Carregamento puntiforme no molar – 0,5kgf.

Figura 39. Carregamento puntiforme no pré-molar – 0,5kgf.

Repetidas logo abaixo, estão as imagens referentes ao carregamento puntiforme simultâneo, que são bastante ilustrativas da influência da presença

do dente distal aos implantes. Fica evidente que um ponto de contato efetivo permite a transmissão de cargas para este dente.

Figura 33. Carregamento puntiforme simultâneo – 1kgf.

Figura 37. Carregamento puntiforme simultâneo – 1kgf.

A existência de pontos de contato efetivos entre os dentes e os implantes favoreceu a distribuição de tensões. Observando-se novamente as imagens referentes ao torque, isto fica ainda mais evidente. A grande concentração de tensão entre o molar a as coroas IR ocorreu devido à presença de um ponto de contato mais efetivo nesta região. Com a eliminação deste ponto de contato, estas tensões desapareceram.

Figura 30. Instalação das coroas sobre os implantes com torque de 20Ncm.

Figura 31. Instalação das coroas sobre os implantes com torque de 20Ncm após remoção da coroa do dente distal aos implantes.

Quanto ao material restaurador, maiores magnitudes e concentrações de tensão foram observadas para as coroas de resina. Observando as figuras abaixo, verificam-se ordens de franja $N=4$ para as coroas UR e $N=3$ para as coroas IR. Já com as coroas em cerâmica UC e IC, verifica-se um número de ordem de franja de $N=2$. Alta concentração de tensão foi observada entre os implantes com as coroas UR.

Figura 32. Carregamento oclusal distribuído – 1kgf.

Figura 33. Carregamento puntiforme simultâneo – 1kgf.

Com o carregamento oclusal distribuído, houve uma tendência ao acúmulo de tensão em torno dos implantes com pouca ou nenhuma tensão em torno das raízes dos dentes. Este padrão de distribuição de tensões foi semelhante ao verificado para o carregamento puntiforme simultâneo, diferindo apenas com relação à magnitude de tensão que foi maximizada de uma forma geral quando utilizada a ponta puntiforme dupla. Estas observações podem ser averiguadas nas imagens seguintes.

Figura 36. Carregamento oclusal distribuído – 1kgf.

Figura 37. Carregamento puntiforme simultâneo – 1kgf.

Para todos os corpos-de-prova, o carregamento puntiforme concentrado no molar ou no pré-molar resultou em concentração e maior magnitude de tensões no implante carregado, como pode ser observado nas figuras abaixo.

Figura 38. Carregamento puntiforme no molar – 0,5kgf.

Figura 39. Carregamento puntiforme no pré-molar – 0,5kgf.

6. DISCUSSÃO

A obtenção de próteses fixas sobre múltiplos implantes com passividade adequada se torna difícil, mesmo quando todos os cuidados técnicos são respeitados, porque os passos clínicos e laboratoriais envolvidos estão sujeitos a muitas variáveis. Torna-se necessário o uso de artifícios como a soldagem a laser, realizada neste estudo, ou outros processos de passivação recomendados na literatura, como eletroerosão, soldagem convencional e outros (TAN, 1995; SARTORI et al., 2004; TORRES et al., 2007; TIOSSI et al., 2008).

No presente estudo foram realizadas leituras de adaptação marginal das próteses aos implantes. Verificou-se que mesmo realizando a soldagem a laser das estruturas unidas não foi possível obter total passividade. Os estudos mostram de fato que estes processos de passivação minimizam desadaptações, mas não conseguem eliminá-las por completo (SARTORI et al., 2004; TORRES et al., 2007; TIOSSI et al., 2008).

A passividade tem sido considerada importante para a longevidade da reabilitação com próteses sobre implantes (APARÍCIO, 1994; CARR, GERARD, LARSEN, 1996; MARKARIAN et al., 2007). Desajustes protéticos são indesejáveis considerando a limitada micromovimentação dos implantes no osso, incapacitando-os de se adequarem, de modo que tensões provocadas pela instalação da prótese podem contribuir para as falhas relatadas na literatura como afrouxamento de parafusos, fratura de componentes ou do material estético, perda óssea e até mesmo perda da osseointegração (JANSEN, CONRADS, RITCHER, 1997; GOODACRE, KAN, RUNGCHARASSAENG, 1999; KAN et al., 1999; ROMERO et al., 2000; GRATTON, AQUILINO, STANFORD, 2001).

Um problema relativo às próteses fixas parafusadas é a capacidade do torque de minimizar os desajustes presentes (GUICHET et al. 2000; TORRES, MATTOS, RIBEIRO, 2006). Esta redução do desajuste vertical pelo torque ocorreu em todos os corpos-de-prova do presente estudo. Segundo Guichet et al. (2000), o aperto dos parafusos por si só provoca tensão no sistema, enquanto as próteses fixas cimentadas tendem a ser passivadas pela própria linha de cimentação, levando a uma distribuição de tensão mais uniforme entre os implantes.

Dentre os valores de passividade obtidos no presente estudo, a maior desadaptação observada foi de 100µm para o molar das coroas UR. Este valor foi reduzido para 14µm com a aplicação do torque. Isto possivelmente influenciou a maior magnitude de tensão verificada no modelo fotoelástico entre os implantes com as coroas UR após aplicação do torque (N=4). Outros estudos têm demonstrado que há uma tendência de maior concentração de tensão nos locais onde há maior discrepância marginal entre a prótese e os implantes (MILLINGTON, LEUNG, 1995; ULUDAMAR, LEUNG, 1996; MARKARIAN et al., 2007).

Desajustes verticais foram observados no presente estudo até mesmo para as coroas individuais. A maior discrepância marginal após instalação das coroas pelo torque de 20Ncm foi de 24µm para o molar das coroas UC. Ainda assim, as coroas podem ser consideradas plenamente aceitáveis do ponto de vista da adaptação marginal, uma vez que os valores de desajuste encontrados estão bem abaixo dos níveis considerados clinicamente aceitáveis, que chegam a ser maiores do que 100µm segundo alguns estudos (JEMT, 1991; JEMT, BOOK, 1996).

Uma das variáveis contempladas no presente estudo foi a união ou não de coroas adjacentes sobre múltiplos implantes. De acordo com os resultados da análise fotoelástica, a ferulização ou esplintagem das coroas favoreceu a transmissão de cargas entre os implantes. Estes achados corroboram com outros estudos, os quais concluíram que coroas unidas promovem uma distribuição de tensão mais uniforme entre os implantes do que coroas isoladas com pontos de contato proximais efetivos (WANG et al., 2000; GUICHET, YOSHINOBU, CAPUTO, 2002; BASTOS, 2007). Stegaroiu et al. (1998b) encontraram menores valores de tensão no osso de suporte para coroas esplintadas sobre três implantes quando comparadas a modelos de prótese fixa convencional, com um pântico central, ou prótese sobre dois implantes com cantiléver a distal.

Ainda assim, segundo a literatura, o tipo de conexão protética utilizada neste estudo, cone morse, favorece a confecção de coroas unitárias sobre implantes (MANGANO, BARTOLUCCI, 2001; DÖRING, EISENMANN, STILLER, 2004; NENTWIG, 2004; WEIGL, 2004), uma vez que apresenta comportamento biomecânico superior ao hexágono externo, como demonstrado em estudos *in vitro* (MÖLLERSTEN, LOCKOWANDT, LINDÉN, 1997; NORTON, 1997; MERZ, HUNENBART, BELSER, 2000; WEISS, KOZAK, GROSS, 2000; BASTOS, 2007).

O modelo empregado no presente estudo não possibilitou maiores observações quanto a esta superioridade da conexão cone morse, uma vez que não foi utilizado um outro tipo de conexão protética para fins de comparação. Entretanto, alguns estudos de fotoelasticidade contemplaram esta variável resultando em achados conflitantes. Çehreli et al. (2004) não

encontraram diferenças entre implantes de hexágono externo e cone morse no que diz respeito a distribuição de tensões em torno dos implantes. Já no estudo de Bastos (2007), melhor distribuição de tensões foi verificada com os implantes de conexão tipo cone morse.

Estas divergências podem ser explicadas pelas diferenças inerentes ao modelo experimental empregado nos estudos. Çehreli et al. (2004) utilizaram implantes unitários em blocos de resina fotoelástica, enquanto Bastos (2007) utilizaram um modelo com três implantes adjacentes, verificando assim uma transmissão favorável de tensões nos implantes entre si. Ainda assim, a análise de tensões fotoelásticas pode não ser um método adequado para verificar superioridade da conexão cone morse, uma vez que a grande vantagem desta conexão é a estabilidade protética, comprovada pelos vários estudos clínicos e laboratoriais (MÖLLERSTEN, LOCKOWANDT, LINDÉN, 1997; NORTON, 1997; MERZ, HUNENBART, BELSER, 2000; WEISS, KOZAK, GROSS, 2000; MANGANO, BARTOLUCCI, 2001; DÖRING, EISENMANN, STILLER, 2004; NENTWIG, 2004; WEIGL, 2004).

Esta ótima estabilidade protética da conexão cone morse, aliada a desvantagens das coroas unidas, como a dificuldade para higienização (Weigl, 2004), e aos relatos da literatura de sucesso clínico em longo prazo das coroas unitárias sobre implantes cone morse (MANGANO, BARTOLUCCI, 2001; DÖRING, EISENMANN, STILLER, 2004; NENTWIG, 2004) encorajam a reabilitação de múltiplos implantes adjacentes individualmente sobre este tipo de implante.

Embora existam alguns estudos utilizando a técnica de fotoelasticidade para verificação de tensões em próteses parciais fixas sobre implantes, estes

estudos limitaram-se à utilização de estruturas metálicas sem material restaurador estético (GUICHET, YOSHINOBU, CAPUTO, 2002; BASTOS, 2007; MARKARIAN et al., 2007). Em revisão sistemática, Weber e Sukotjo (2007) atestaram a exigüidade de dados científicos sobre o real efeito do material restaurador na longevidade das próteses fixas sobre implantes.

O possível efeito protetor que as resinas poderiam oferecer aos implantes por apresentarem baixo módulo de elasticidade quando comparadas as cerâmicas e aos metais, funcionando como uma espécie de amortecedor para os impactos mastigatórios, não tem sido demonstrado nos estudos científicos. Stegaroiu et al. (1998a) observaram maiores valores de tensão em torno dos implantes quando simularam, em modelo de elemento finito, a utilização de resinas acrílica e composta, enquanto liga de ouro e cerâmica apresentaram comportamento similar, com menor geração de cargas no osso de suporte. Wang et al. (2002) encontraram resultados semelhantes com menores valores de tensão nos implantes utilizando cerâmica ou metal em vez de resina para coroas esplintadas sobre dois implantes adjacentes, mas não verificaram diferenças quanto ao material restaurador quando as coroas eram isoladas. Estes achados estão de acordo com os resultados obtidos no presente estudo, no qual maiores magnitudes e concentrações de tensão foram observadas em torno dos implantes com as coroas de resina.

Com base nestes resultados e considerando desvantagens como a necessidade de reparos mais freqüentes relatada para próteses parciais fixas metaloplásticas (JOHANSSON, EKFELDT, 2003), sugere-se que restaurações metalocerâmicas podem ser executadas com maior previsibilidade de sucesso. Wang et al. (2002) salientaram que a ferulização de coroas sobre implantes

adjacentes em áreas de pobre suporte ósseo deve ser realizada utilizando materiais mais rígidos como metal e cerâmica.

O presente estudo se propôs também a avaliar a influência da presença ou não de um de ponto de contato proximal efetivo a distal dos implantes. Os resultados demonstraram que a existência de pontos de contato efetivos entre os dentes e os implantes favoreceu a distribuição de tensões. Com ponto de contato efetivo a distal das coroas houve uma transmissão de cargas para este dente. Isto, contudo, não resultou em uma diminuição na magnitude e concentração das tensões em torno dos implantes. Pode-se sugerir então que reabilitações protéticas de espaços intercalados e de extremidade livre utilizando implantes cone morse comportam-se de forma semelhante no que diz respeito a distribuição de tensões em torno dos implantes.

A presença de um dente a distal dos implantes não minimiza as cargas geradas sobre os implantes, mas este dente participa da distribuição de tensões ao osso de suporte. Vale ressaltar que o modelo experimental empregado neste estudo não simulou a presença do ligamento periodontal, que certamente exerce influência no modo como as tensões se distribuem em torno dos dentes naturais (WATANABE et al., 2000). Mais estudos são necessários para verificar as reais diferenças entre planejamentos protéticos em espaços intercalados e de extremidade livre.

Por fim, o presente estudo avaliou o efeito de diferentes tipos de carregamento sobre as tensões geradas nos modelos fotoelásticos. O carregamento oclusal por meio de uma ponta que simulou a oclusão antagonista foi realizado na tentativa de aproximar ao máximo o modelo experimental de uma situação considerada clinicamente satisfatória quanto ao

ajuste oclusal das coroas sobre implantes. Com este tipo de carregamento houve uma tendência ao acúmulo de tensão em torno dos implantes com pouca ou nenhuma tensão em torno das raízes dos dentes. Isto pode ter ocorrido em virtude destas réplicas de dentes serem confeccionados em resina, com módulo de elasticidade¹ bastante inferior ao dos implantes, capaz de absorver grande parte das tensões, portanto transmitindo-as em pequena intensidade ao material fotoelástico.

Quando comparado aos resultados obtidos com a carga oclusal distribuída, o carregamento puntiforme simultâneo na oclusal das coroas gerou aumento na magnitude das tensões resultantes em torno dos implantes, mesmo na presença de pontos de contato efetivos transmitindo tensões aos dentes adjacentes. Estas observações demonstram que pode haver sobrecarga nos implantes quando não for respeitado o ajuste oclusal das restaurações protéticas.

O carregamento puntiforme concentrado no molar ou no pré-molar maximizou as tensões no implante carregado para todos os corpos-de-prova, o que reforça a importância da obtenção de uma oclusão bem ajustada e equilibrada para que haja adequada distribuição de forças aos implantes e osso de suporte, garantido maior longevidade e previsibilidade de sucesso (SKALAK, 1983; SONES, 1989; WEINBERG, 1993; APARÍCIO, 1994; CARR, GERARD, LARSEN, 1996; KAN et al., 1999).

¹ Informação não disponibilizada pelo fabricante.

7. CONCLUSÕES

Dentro das limitações da metodologia empregada no presente estudo e com base nos resultados obtidos, pode-se concluir que:

1. A ferulização das coroas sobre múltiplos implantes adjacentes promoveu melhor distribuição de tensões em torno dos implantes;
2. Restaurações metalocerâmicas resultaram em menor magnitude e concentração de tensões em torno dos implantes quando comparadas às restaurações metaloplásticas;
3. A presença de um dente com ponto de contato efetivo na distal das coroas não modificou as tensões resultantes em torno dos implantes, mas este dente participou da distribuição de tensões para o modelo fotoelástico;
4. A ausência de uma oclusão bem ajustada e distribuída sobre as restaurações protéticas pode provocar sobrecarga nos implantes.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS²

² De acordo com:

Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT), NBR 6023 – Informação e Documentação – Referências – Elaboração. Rio de Janeiro, 2002.

APARÍCIO, C. A new method to routinely achieve passive fit of ceramometal prostheses over Brånemark osseointegrated implants: a two-year report. **Int. J. Periodontics Restorative Dent.**, Chicago, v. 14, n. 5, p. 405-19, Oct. 1994.

BASTOS, P.L. Influência do comprimento, ferulização e do tipo de conexão de implantes na distribuição de tensões em próteses parciais posteriores: análise fotoelástica. 2007. 120f. Tese (Doutorado) - Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba, 2007.

BERNABÉ, E.; FLORES-MIR, C. Dental morphology and crowding: a multivariate approach. **Angle Orthod.**, Huntsville, v. 76, n. 1, p. 20-5, Jan. 2006.

BERNARDES, S.R.; ARAÚJO, C.A.; FERNANDES NETO, A.J.; GOMES, V.L.; NEVES, F.D. Análise fotoelástica da união de pilar a implantes de hexágonos externo e interno. **Implant News**, São Paulo, v. 3, n. 4, p. 355-9, Jul./Ago. 2006.

BRÅNEMARK, P.I. Osseointegration and its experimental background. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 50, n. 3, p. 399-410, Sept. 1983.

BRODSKY, J.E.; CAPUTO, A.A.; FURSTMAN, L.L. Root typing: a photoelastic-histopathologic correlation. **Am. J. Orthod.**, St. Louis, v. 67, n. 1, p. 1-10, Jan. 1975.

BYRNE, D.; HOUSTON, F.; CLEARY, R.; CLAFFEY, N. The fit cast and premachined implant abutments. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 80, n. 2, p. 184-92, Aug. 1998.

CAMPOS JR., A.; PASSANEZI, E.; NAHÁS, D.; JANSON, W.A. A fotoelasticidade na pesquisa odontológica. Parte 1 – campo de aplicação. **Estomatol. Cult.**, São Paulo, v. 16, n. 1, p. 20-5, Jan./Maio. 1986.

CAROTENUTO, G.; PALUMBO, M.; ZARONE, F.; NICOLAIS, L. Characterization of the interface between prefabricated gold copings and cast dental alloy in implant restorations. **Clin. Oral Implants Res.**, Copenhagen, v. 10, n. 2, p. 131-8, Apr. 1999.

CARR, A.B.; GERARD, D.A.; LARSEN, P.E. The response of bone in primates around unloaded dental implants supporting prostheses with different levels of fit. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 76, n. 5, p. 500-9, Nov. 1996.

CARVALHO, M.C.A.; BONDIOLI, I.R.; COSTA, E.M.V.; NISHIOKA, R.S.; BOTTINO, M.A.; NEISSER, M.P. Avaliação microscópica entre a adaptação dos pilares Gold UCLA à plataforma do implante e UCLA de Teflon fundidos em titânio e liga de níquel-crômio-titânio. Estudo in vitro. **B.C.I.**, Curitiba, v. 9, n. 34, p. 105-10, abr./jun. 2002.

ÇEHRELI, M.C.; AKÇA, K.; IPLIKÇIOĞLU, H. Force transmission of one- and two-piece morse-taper oral implants: a nonlinear finite element analysis. **Clin. Oral Implants Res.**, Copenhagen, v. 15, n. 4, p. 481-9, Aug. 2004.

ÇEHRELI, M.; DUYCK, J.; COOMAN, M.D.; PUERS, R.; NAERT, I. Implant design and interface force transfer: a photoelastic and strain-gauge analysis. **Clin. Oral Implants Res.**, Copenhagen, v. 15, n. 2, p. 249-57, Apr. 2004.

CHESHIRE, P.D.; HOBKIRK, J.A. An *in vivo* quantitative analysis of the fit of Nobel Biocare implant superstructures. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 23, n. 11, p.782-9, Nov. 1996.

CLELLAND, N.L.; GILAT, A.; McGLUMPHY, A.; BRANTLEY, W.A. A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for an implant system. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 8, n.5, p. 541-8, 1993.

COSTA, H.M.F.; RODRIGUES, R.C.S.; MATTOS, M.G.C.; RIBEIRO, R.F. Evaluation of the adaptation interface of one-piece implant-supported superstructures obtained in Ni-Cr-Ti and Pd-Ag alloys. **Braz. Dent. J.**, Ribeirão Preto, v. 14, n. 3, p.197-202, 2003.

DÖRING, K.; EISENMANN, E.; STILLER, M. Functional and esthetic considerations for single-tooth Ankylos implant-crowns: 8 years of clinical performance. **J. Oral Implantol.**, New York, v. 30, n. 3, p. 198-209, 2004.

GOODACRE, C.J.; BERNAL, G.; RUNGCHARASSAENG, K.; KAN, J.Y.K. Clinical complications with implants and implant prostheses. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 90, n. 2, p. 121-32, Aug. 2003.

GOODACRE, C.J.; KAN, J.Y.K.; RUNGCHARASSAENG, K. Clinical complications of osseointegrated implants. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 81, n. 5, p. 537-52, May. 1999.

GOOSSENS, I.C.; HERBST, D. Evaluation of a new method to achieve optimal passivity of implant-supported superstructures. **S.A.D.J.**, Houghton, v.58, n.7, p. 279-87, Aug. 2003.

GRATTON, D.G.; AQUILINO, S.A.; STANFORD, C.M. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 85, n. 1, p. 47-52, Jan. 2001.

GUICHET, D.L.; CAPUTO, A.A.; CHOI, H.; SORENSEN, J.A. Passivity of fit and marginal opening in screw- or cement-retained implant fixed partial denture designs. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 15, n.2, p. 239-46, Mar./Apr. 2000.

GUICHET, D.L.; YOSHINOBU, D.; CAPUTO A.A. Effect of splinting and interproximal contact tightness on load transfer by implant restorations. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 87, n. 5, p. 528-35, May. 2002.

HECKER, D.M.; ECKERT, S.E. Cyclic loading of implant-supported prostheses: changes in component fit over time. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 89, n. 4, p. 346-51, Apr. 2003.

JANSEN, V.K.; CONRADS, G.; RICHTER, E-J. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 12, n. 4, p. 527-40, July./Aug. 1997.

JEMT, T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Brånemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 6, n. 3, p. 270-6, 1991.

JEMT, T. *In vivo* measurements of precision of fit involving implant-supported prostheses in the edentulous jaw. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 11, n. 2, p. 151-8, Mar./Apr. 1996.

JEMT, T.; BOOK, K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 11, n. 5, p. 620-5, Sept./Oct. 1996.

JEMT, T.; RUBENSTEIN, J.E.; CARLSSON, L.; LANG, B.R.. Measuring fit at the implant prosthodontic interface. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 75, n. 3, p. 314-25, Mar. 1996.

JOHANSSON, L.A.; EKFELDT, A. Implant-supported fixed partial prostheses: a retrospective study. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 16, n. 2, p. 172-6, Mar./Apr. 2003.

KAN, J.Y.K.; RUNGCHARASSAENG, K.; BOHSALI, K.; GOODACRE, C.J.; LANG, B.R. Clinical methods for evaluating implant framework fit. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 81, n. 1, p. 7-13, Jan. 1999.

MAHLER, D.B.; PEYTON, F.A. Photoelasticity as a research technique for analyzing stresses in dental structures. **J. Dent. Res.**, Chicago, v. 34, n. 6, p. 831-8, Dec. 1955.

MANGANO, C.; BARTOLUCCI, E.G. Single tooth replacement by Morse taper connection implants: a retrospective study of 80 implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 16, n. 5, p. 675-80, Sept./Oct. 2001.

MARKARIAN, R.A.; UEDA, C.; SENDYK, L.C.; LAGANÁ, D.C.; SOUZA, R.M. Stress distribution after installation of fixed frameworks with marginal gaps over angled and parallel implants: a photoelastic analysis. **J Prosthodont**, Berlin, v. 16, n. 2, p. 117-122, Mar./Apr. 2007.

MAY, K.B.; EDGE, M.J.; RUSSELL, M.M.; RAZZOOG, M.E.; LANG, B.R. The precision of fit at the implant prosthodontic interface. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 77, n. 5, p. 497-502, May. 1997.

MERZ, B.R.; HUNENBART, S.; BELSER, U.C. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 15, n. 4, p. 519-26, Jul./Aug. 2000.

MILLINGTON, N.D.; LEUNG, T. Inaccurate fit of implant superstructures. Part 1: stresses generated on the superstructure relative to the size of fit discrepancy. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 8, n. 6, p. 511-6, Nov./Dec. 1995.

MÖLLERSTEN, L.; LOCKOWANDT, P.; LINDÉN, L-A. Comparison of strength and failure mode of seven implant systems: An in vitro test. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 78, n. 6, p. 582-91, Dec. 1997.

NENTWIG, G-H. The Ankylos implant system: concept and clinical application. **J. Oral Implantol.**, New York, v. 30, n. 3, p. 171-7, 2004.

NORTON, M.R. An *in vitro* evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. **Clin. Oral Implants Res.**, v. 8, n. 4, p. 290-8, Aug. 1997.

O'MAHONY, A.; MACNEILL, S.R.; COBB, C.M. Design features that may influence bacterial plaque retention: a retrospective analysis of failed implants. **Quintessence Int.**, Berlin, v. 31, n. 4, p. 249-56, Apr. 2000.

OTUYEMI, O.D.; NOAR, J.H. A comparison of crown size dimensions of the permanent teeth in a Nigerian and a British population. **Eur J Orthod.**, Oxford, v. 18, n. 6, p. 623-8, Dec. 1996.

RIEDY, S.J.; LANG, B.R.; LANG, B.E. Fit of implant frameworks fabricated by different techniques. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 78, n. 6, p. 596-604, Dec. 1997.

SADOWSKY, S.J.; CAPUTO, A.A. Effect of anchorage systems and extension base contact on load transfer with mandibular implant-retained overdentures. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 84, n. 3, p. 327-34, Sept. 2000.

SARTORI, I.A.M.; RIBEIRO, R.F.; FRANCISCHONE, C.E.; MATTOS, M.G.C. In vitro comparative analysis of the fit of gold alloy or commercially pure titanium implant-supported prostheses before and after electroerosion. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 92, n. 2, p. 132-8, Aug. 2004.

SKALAK, R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 49, n. 6, p. 843-8, June. 1983.

SONES, A. D. Complications with osseointegrated implants. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 62, n. 5, p. 581-5, Nov. 1989.

STEGAROIU, R.; KUSAKARI, H.; NISHIYAMA, S.; MIYAKAWA, O. Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implant: a 3-dimensional

finite element analysis. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 13, n. 6, p. 781-90, Nov./Dec. 1998a.

STEGAROIU, R.; SATO, T.; KUSAKARI, H.; MIYAKAWA, O. Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 13, n. 1, p. 82-90, Jan./Feb. 1998b.

TAN, K.B. The clinical significance of distortion in implant prosthodontics: is there such a thing as passive fit? **Ann. Acad. Med. Singapore**, Singapore, v. 24, n. 1, p. 138-157, Jan. 1995.

TAYLOR, T.D.; AGAR, J.R. Twenty years of progress in implant prosthodontics. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 88, n. 1, p. 89-95, July. 2002.

TIOSSI, R.; RODRIGUES, R.C.S.; MATTOS, M.G.C.; RIBEIRO, R.F. Comparative analysis of the fit of 3-unit implant-supported frameworks cast in nickel-chromium and cobalt-chromium alloys and commercially pure titanium after casting, laser welding, and simulated porcelain firings. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 21, n. 2, p. 121-3, 2008.

TORRES, E.M.; MATTOS, M.G.C.; RIBEIRO, R.F. Análise de testes empregados no estudo da adaptação marginal de próteses sobre implantes: proposição de novos conceitos e parâmetros. **Cienc Odontol Bras**, São José dos Campos, v. 9, n. 3, p. 32-40, Jul./Set. 2006.

TORRES, E.M.; RODRIGUES, R.C.S.; MATTOS, M.G.C.; RIBEIRO, R.F. The effect of commercially pure titanium and alternative dental alloys on the marginal fit of one-piece cast implant frameworks. **J Dent**, Amsterdam, v. 35, n. 10, p. 800-5, 2007.

ULUDAMAR, A.; LEUNG, T. Inaccurate fit of implant superstructures. Part II: efficacy of the Preci-disc system for the correction of errors. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 9, n. 1. p. 16-20. Jan./Feb. 1996.

WANG T.M.; LEU, L.J.; WANG, J.; LIN, L.D. Effects of prosthesis materials and prosthesis splinting on peri-implant bone stress around implants in poor-quality bone: a numeric analysis. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 17, n. 2, p. 231-7, Mar./Apr. 2002.

WASKEWICZ, G.A.; OSTROWSKI, J.S.; PARKS, V.J. Photoelastic analysis of stress distribution transmitted from a fixed prosthesis attached to osseointegrated implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 9, n.4, p. 405-11, 1994.

WATANABE, F.; UNO, I.; HATA, Y.; NEUENDORFF, G.; KIRSCH, A. Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prosthesis. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 15, n. 2, p.209-18, Mar./Apr. 2000.

WEBER, H.P.; SUKOTJO, C. Does the type of implant prosthesis affect outcomes in the partially edentulous patient? **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 22, Suppl., p.140-72, 2007.

WEIGL, P. New prosthetic restorative features of The Ankylos implant system. **J. Oral Implantol.**, New York, v. 30, n. 3, p. 178-88, 2004.

WEINBERG L.A. The Biomechanics of Force Distribution in Implant-Supported Prostheses. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 8, n. 1, p.19-31, 1993.

WEISS, E.I.; KOZAK, D.; GROSS, M.D. Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment-implant systems. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 84, n. 2, p. 194-9, Aug. 2000.

ZARB, G.A.; SMITH, A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part III: problems and complications encountered. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 64, n. 2, p. 185-94, Aug. 1990.